

# **Análisis cefalométrico del torque en incisivos superiores con la técnica de arco recto frente a la técnica arco recto diferencial**

Tesis Doctoral

**Jorge Merchán González**

**José María Barrera Mora (Dir.)**

**Eduardo Espinar Escalona (Dir.)**

Programa de Doctorado Actualización en Estomatología

Departamento de Estomatología

Facultad de Odontología

Universidad de Sevilla

Mayo, 2017





FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología

C/Avicena s/n

Sevilla

**D. Eduardo Espinar Escalona**, Doctor en Odontología por la Universidad de Sevilla y Profesor Asociado de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial de la misma Universidad.

**D. José María Barrera Mora**, Doctor en Odontología por la Universidad de Sevilla y Profesor Asociado de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial de la misma Universidad.

***CERTIFICAN:***

Que el trabajo presentado por Don Jorge Merchán González bajo el título “*Análisis cefalométrico de la expresión del torque en incisivos superiores en la técnica de arco recto frente a la técnica de arco recto diferencial.*”, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisado en el periodo comprendido entre los años 2014-2017, habiendo los que suscriben revisado el mencionado trabajo y estando conformes con su presentación como Tesis Doctoral, para ser juzgado por el Tribunal que en su día se designe.

Que el citado trabajo es original y cumple todos los requisitos éticos y formales, se ajusta con exactitud al método científico y es coherente con la trayectoria investigadora de su autor y con su proyecto de investigación.

Y para que así conste, a los efectos que se estimen oportunos, firmamos el presente certificado en Sevilla, el día 15 de mayo de dos mil diecisiete.

Fdo. D. Eduardo Espinar Escalona

Fdo. D. José María Barrera Mora





A mi esposa, Patricia, por darle  
sentido y sentimiento a todo lo que hago



T

erminada la memoria de proyecto de investigación, encuentro ante mí el

reto más difícil de este trabajo, encontrar las palabras de agradecimiento y estima para todos aquellos que lo han hecho posible. Sintetizar en tan pocas líneas mi gratitud y delirio por todos ellos es tan difícil como necesario. Sin ellos, la elaboración de esta tesis doctoral, a la que tantos esfuerzos y tiempo he dedicado, no hubiera sido posible.

Primero y, antes que nada, dar gracias a mi familia, por estar siempre a mi lado en cada paso que doy. A Patricia, mi esposa, por fortalecerme como persona, por ser mi cómplice incondicional, por ser mi mejor compañera de profesión y, sobre todo, por llegar a ser la mujer de mi vida. A Mateo, nuestro hijo, por renovar mi amor en su mejor versión y por convertirse en mi fuente de inspiración en este difícil año. A mis padres, Carlos y Margarita, y a mis hermanos, Carlos y Antonio, porque con sus valores construyeron las bases de mi persona y con su persistencia me enseñaron a luchar ante las dificultades.

Mi más profundo agradecimiento a los directores de este trabajo, José María y Eduardo. Por sus esfuerzos y dedicación, su tiempo es de un valor incalculable para mí, y por confiar que sería capaz de terminar este proyecto. Ellos no sólo son artífices de esta investigación, son, por encima de todo, mis amigos y compañeros de profesión desde hace muchos años. Compartir la Ortodoncia con ellos dos mantiene intacta mi pasión por la misma.

A mi compañera, Belén Ruíz, por su tiempo y desinteresado apoyo en este trabajo.

A todos mis compañeros del departamento de Ortodoncia de la Universidad de Sevilla, porque de alguna manera cada uno de ellos han aportado en mí un valor añadido como profesional y, en algún caso, como persona. No puedo olvidar tampoco a aquellos compañeros y amigos del departamento de Ortodoncia de la Universidad de Barcelona, a todos ellos, gracias por engendrar en mí desde bien joven el amor por la Ortodoncia.

Me gustaría agradecer sinceramente a mi verdadero maestro, Arturo Vela Hernández, por su esfuerzo desinteresado en hacer de mí un buen profesional y, en esta ocasión, por aportarme sus medios para realizar esta tesis doctoral. Sus conocimientos, sus consejos, su manera de trabajar, su persistencia y positivismo, y, especialmente, su forma de tratar con las personas, han sido fundamentales para mi desarrollo profesional y personal. Él, prematuramente, inculcó en mí un sentido de respeto, amor e ilusión infinita por la Ortodoncia. Solo como él sabe, se ganó mi admiración y sembró dentro de mí una semilla que es fruto de mi incondicional amistad. Gracias por tanto, Arturo.

Para finalizar, y no por ello menos importante, dar las gracias a mis amigos de corazón por estar a mi lado en las dificultades, por preocuparse de mí siempre que lo he necesitado, por apoyarme a superar mis errores y por felicitarse con mis éxitos.

A todos vosotros, muchas gracias.



1	INTRODUCCIÓN .....	15
1.1	Evolución histórica de la aparatología en Ortodoncia .....	19
1.1.1	Evolución y desarrollo al bracket de Angle .....	21
1.1.1.1	Arco E de Angle .....	21
1.1.1.2	Aparato de Pin y Tubo .....	22
1.1.1.3	Aparato de Arco de Cinta .....	22
1.1.1.4	Arco de Canto .....	23
1.1.2	Evolución del Bracket de Arco de Canto y sus características .....	25
1.1.3	Desarrollo de la técnica de Begg y su bracket .....	27
1.1.4	El bracket de Andrews: técnica de Arco Recto o SW (Straight Wire) .....	29
1.1.5	El bracket de Tip-Edge®: Técnica Arco Recto Diferencial o DSAT (Differential Straight Arch Technic) .....	34
1.2	El torque en Ortodoncia .....	38
1.2.1	Tipos de torque .....	41
1.2.1.1	Torque pasivo .....	41
1.2.1.2	Torque activo .....	41
1.2.1.3	Torque diferencial .....	44
1.2.1.4	Torque efectivo .....	46
1.2.2	El torque en los incisivos y la guía anterior .....	46
1.2.3	El torque y la estética de la sonrisa .....	50
1.2.4	La expresión del torque y sus mediciones cefalométricas .....	52
1.3	Obtención mecánica del movimiento de torsión radicular .....	54
1.3.1	Mecanismo de torque con arco de canto .....	56
1.3.2	Mecanismo de torque convencional con arco recto .....	59
1.3.3	Mecanismo de torque con la ranura inclinada de Tip-Edge® .....	60
1.3.4	Otros sistemas en la obtención del torque .....	64
1.3.4.1	Modificaciones en los arcos .....	64
1.3.4.2	Modificaciones en los brackets: prescripción variable .....	67
1.3.5	Auxiliares de torque en Ortodoncia .....	70
1.4	Análisis biomecánico del momento de torsión en el frente anterior: diferencias en los casos de extracciones y no extracciones. ....	72
1.5	Factores condicionantes en la expresión clínica del torque .....	75
1.5.1	Factores asociados a los materiales y proceso de fabricación .....	75
1.5.2	Factores asociados con el cementado y la anatomía .....	76
1.6	Reabsorciones radiculares y el movimiento de torque .....	76
1.6.1	Factores biológicos en la reabsorción radicular .....	78
1.6.2	Factores mecánicos .....	78
2	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	83
2.1	Hipótesis Metodológica (Hipótesis nula y alternativa) .....	83
2.1.1	Hipótesis Nula .....	83
2.1.2	Hipótesis alternativa .....	84
2.2	Objetivos del estudio .....	84
2.2.1	Objetivo general .....	84
2.2.2	Objetivos específicos .....	84
2.3	Aplicabilidad de los resultados de estudio .....	85

3	MATERIALES Y MÉTODOS .....	87
3.1	Estrategia de búsqueda bibliográfica .....	87
3.2	Ámbito del estudio .....	87
3.3	Diseño y muestra del estudio .....	88
3.3.1	Selección de la muestra y justificación del tamaño muestral .....	88
3.3.2	Distribución muestral .....	88
3.3.2.1	Criterios de inclusión .....	89
3.3.2.2	Criterios de exclusión .....	90
3.3.3	Representatividad de la muestra .....	91
3.3.3.1	Tipo de muestreo .....	91
3.3.3.2	Tipo de muestra .....	91
3.4	Metodología y plan de trabajo .....	91
3.4.1	Selección del diseño .....	91
3.4.2	Variables del estudio .....	92
3.4.2.1	Análisis radiográfico-cefalométrico .....	92
3.4.2.2	Análisis radiográfico-ortopantomografía .....	96
3.4.2.3	Tiempo de tratamiento .....	98
3.5	Análisis estadísticos .....	98
3.5.1	Análisis descriptivo .....	99
3.5.2	Análisis inferencial .....	99
3.5.2.1	Concordancia intraoperador e interoperador. Coeficiente de correlación intraclase .....	99
3.5.2.2	Correlación entre las variables estudiadas .....	100
3.5.2.3	Normalidad de la muestra y homogeneidad de varianzas .....	101
3.5.2.4	T-test o prueba de muestras relacionadas .....	102
3.5.2.5	Test de ANOVA para muestras independientes .....	103
3.6	Limitaciones del estudio .....	104
3.6.1	Sesgo de selección .....	104
3.6.2	Sesgo de información .....	104
3.6.3	Validez externa e interna .....	105
3.6.4	Consideraciones económicas del estudio .....	106
3.6.4.1	Disponibilidad de participantes .....	106
3.6.4.2	Disponibilidad del equipo .....	106
3.6.4.3	Disponibilidad de expertos .....	106
3.6.4.4	Disponibilidad de tiempo .....	106
4	RESULTADOS .....	108
4.1	Estadística descriptiva .....	108
4.1.1	Distribución de la muestra .....	108
4.1.2	Variables cefalométricas .....	109
4.1.3	Variable tiempo de tratamiento .....	116
4.1.4	Variable radiográfica-ortopantomografía: reabsorción radicular .....	117
4.2	Estadística inferencial .....	117
4.2.1	Concordancia inter e intraobservador. Coeficiente de correlación intraclase .....	117

4.2.1.1	Concordancia interobservador .....	117
4.2.1.2	Concordancia intraobservador .....	118
4.2.2	Verificación de la normalidad de la muestra .....	118
4.2.3	T-test o prueba de muestras relacionadas: cambio en la inclinación del incisivo respecto a su plano en cada grupo .....	119
4.2.4	Test de ANOVA para muestras independientes: inclinación final del incisivo respecto a sus planos en los diferentes grupos .....	122
4.2.4.1	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano maxilar en los distintos grupos .....	122
4.2.4.2	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano SN en los distintos grupos .....	123
4.2.4.3	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano BaNa en los distintos grupos .....	124
4.2.4.4	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano Frankfurt en los distintos grupos .....	125
4.2.4.5	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano NA en los distintos grupos .....	127
4.2.4.6	Inclinación final del incisivo superior respecto al plano oclusal en los distintos grupos .....	128
4.2.5	Test de ANOVA para muestras independientes: grados de inclinación incisiva obtenidos respecto a sus planos en los distintos grupos .....	129
4.2.5.1	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano maxilar .....	129
4.2.5.2	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano SN ....	130
4.2.5.3	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano BaNa	131
4.2.5.4	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano de Frankfurt. ....	132
4.2.5.5	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano NA....	133
4.2.5.6	Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano oclusal .....	135
4.2.6	Test de ANOVA para muestras independientes: diferencia en los tiempos de tratamiento entre los distintos grupos .....	136
4.2.7	Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes: porcentaje de reabsorción radicular incisiva en los distintos grupos .....	137
4.2.8	Correlación de Pearson entre los tres tipos de variables .....	139
5	DISCUSIÓN .....	142
5.1	Discusión de la metodología .....	144
5.1.1	Muestra del Estudio .....	144
5.1.1	Variables utilizadas en el estudio .....	146
5.1.1.1	Inclinación cefalométrica del Incisivo Superior .....	146
5.1.1.2	Tiempo de tratamiento .....	149
5.1.1.3	Reabsorción radicular .....	150
5.2	Discusión de los resultados .....	151
5.2.1	Cambios en el torque de los incisivos centrales superiores después de un tratamiento ortodóncico con y sin extracciones de premolares en ambas técnicas .....	152
5.2.1.1	Ranuras de 0,018” y 0,022” .....	152

5.2.1.2	Prescripción del bracket.....	154
5.2.1.3	Ligaduras.....	155
5.2.1.4	Material de los brackets y sus condiciones de superficie .....	156
5.2.1.5	Diseño de los brackets .....	157
5.2.1.6	Distancia interbracket .....	158
5.2.1.7	Tipos de arcos: sección, materiales y biseles.....	159
5.2.1.8	Procesos de fabricación.....	161
5.2.1.9	Juego entre la ranura y el arco .....	161
5.2.1.10	Posición inicial de los dientes antes del torque efectivo.....	164
5.2.1.11	Anatomía y posición del bracket.....	166
5.2.2	Necesidad del uso de auxiliares de torque u otros recursos mecánicos en las técnicas para expresar el total de la prescripción.....	167
5.2.3	Evaluar el tiempo necesario de tratamiento para el torque efectivo en ambas técnicas .....	169
5.2.4	Reabsorción radicular acontecida en ambas técnicas .....	172
6	CONCLUSIONES .....	177
7	BIBLIOGRAFÍA .....	180
8	RESUMEN .....	200
9	ANEXOS .....	206
9.1	ANEXO I: TABLAS ESTADÍSTICAS.....	206
9.1.1	Concordancia intra e interoperador.....	206
9.1.2	Estadísticos descriptivos de las distintas variables utilizadas en el estudio.....	207
9.1.2.1	Inclinación final de los incisivos respecto a sus planos.....	207
9.1.2.2	Grados obtenidos de inclinación de los incisivos respecto a sus planos.....	209
9.1.2.3	Tiempo de tratamiento en los distintos grupos .....	211
9.1.2.4	Porcentaje de reabsorción radicular en los distintos grupos .....	211
9.1.3	Pruebas de normalidad.....	212
9.1.4	Pruebas ANOVA de un factor para la inclinación final del incisivo entre los distintos grupos .....	214
9.1.5	Pruebas ANOVA de un factor para los grados obtenidos de inclinación del incisivo entre los distintos grupos.....	217
9.1.6	Pruebas ANOVA de un factor para el tiempo de tratamiento. ....	219
9.1.7	Pruebas Kruskal-Wallis para el porcentaje de reabsorción radicular entre grupos.....	219
9.1.8	Gráficas de correlación de Pearson entre los tres grupos de variables utilizadas.....	227
9.2	ANEXO II: TRABAJOS DEL AUTOR EN RELACIÓN CON EL PRESENTE ESTUDIO.....	234



# 1.Introducción

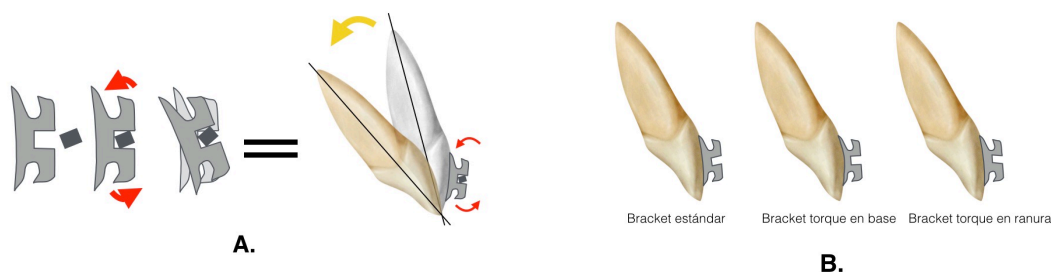




## 1 INTRODUCCIÓN

El mecanismo de fuerza habitualmente usado para obtener el movimiento de inclinación vestibulo-lingual de las raíces dentales es la torsión de un alambre rectangular que generará un par de fuerza al insertarse en la ranura del bracket<sup>1</sup>. La acepción más generalizada de este tipo de movimiento es el de "Torque", palabra inglesa que se puede traducir por "torsión". Sin embargo, existe un problema en la nomenclatura de carácter semántico que conviene aclarar. En la práctica, "Torque" y "Torsión" son términos similares que describen el movimiento radicular producido por el retorcimiento sobre sí mismo de un alambre rectangular en el interior de la ranura. No obstante, hay muchos autores que emplean la palabra "Torque" para describir el tipo de fuerza generado por esta deformación específica del alambre rectangular, reservando el término "torsión" para describir el desplazamiento vestibulo-lingual radicular. Es decir, el "Torque" de un alambre rectangular produce una "torsión" dentaria.

En los inicios del control de este movimiento se usaban alambres rectangulares previamente “retorcidos” o torsionados e insertados posteriormente en la ranura del bracket. Con el uso actual de los brackets y su información programada en la ranura, o comúnmente llamados brackets preajustados, la angulación relativa de la ranura o de la base del bracket con respecto al eje mayor del diente, proporciona un mecanismo “automatizado” para que un arco recto rectangular provoque la inclinación buco-lingual deseada de la raíz en base a dicha información programada (Figura 1).

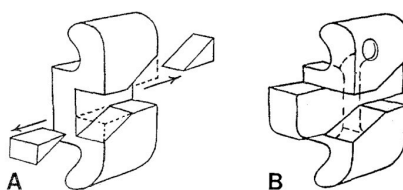


**Figura 1. Obtención del torque.** **A.** Mediante arcos torsionados **B.** Torque preajustado al bracket en su base o en su ranura (Imágenes de elaboración propia y modificadas de Canut J<sup>2</sup>, 1988).

Uno de los denominadores comunes durante el desarrollado de las técnicas ortodóncicas en los últimos cien años ha sido la obtención precisa y eficiente de los movimientos dentales en los tres planos del espacio, fin último de Angle en el desarrollo de sus aparatologías<sup>3</sup>. Fue una difícil empresa debido a la complejidad en aplicar sistemas de fuerzas en el único punto de aplicación accesible para el clínico, la corona dental. En el movimiento de torque, el centro de rotación se ubicará idealmente en el borde incisal u oclusal de la corona clínica por lo que, sin duda, se trata de un movimiento controvertido y complejo de obtener mecánicamente<sup>4</sup>. Probablemente por ello, la obtención de este movimiento dental, incluso en las técnicas más actuales, han buscado alternativas que suplan el mecanismo de “rellenar” la ranura del aparato con alambres de cada vez mayor grosor. Algunas de esas alternativas son el uso de los arcos pretorqueados que aumenten el par de fuerza sobre el juego de inserción arco-ranura<sup>5</sup>, original de la técnica de arco de canto, el uso de arcos curvados simulando la curva de Spee<sup>6</sup>, la prescripción variable e individualiza de torque<sup>7</sup>, así como numerosos tipos de auxiliares accesorios<sup>8</sup> al aparato convencional para obtener de manera complementaria una mayor torsión corono-radicular.

Fue Andrews quien, en 1972, definió con exactitud los parámetros oclusales como objetivos finales ante cualquier tratamiento de ortodoncia, lo que llamó “las seis llaves de la oclusión”<sup>9</sup>. A partir de dichos conceptos Andrews desarrolló un aparato multibrackets, oriundo del aparato de arco de canto, con la información individualizada de cada diente en los tres planos del espacio. De esta manera, logró simplificar el mecanismo de la expresión clínica de la posición final de los dientes al término del tratamiento de ortodoncia sin necesidad de realizar tantas dobleces en el arco como ocurría con la técnica de arco de canto. Diseñó una ranura que estaba insertada en la base del bracket con la orientación espacial final deseada, de modo que conforme se insertaba paulatinamente alambres rectos de mayor grosor, se generaban sistemas de fuerzas que dirigieran a cada pieza dental a su posición final en los tres planos del espacio. Este sistema se conoce universalmente desde entonces como la técnica multibrackets de arco recto y es todavía, a día de hoy, la más extendida y usada por la comunidad internacional de ortodoncistas. Sin embargo, como toda técnica, no está exenta de limitaciones que, en ocasiones, condicione los resultados y tiempos del tratamiento de ortodoncia. Huelga decir que, con posiciones ideales de los brackets junto con los alambres adecuados, se producen relaciones oclusales normales según las llaves de oclusión de Andrews, reduciendo la posibilidad de que se presenten interferencias.

En el año 1986, Peter Kesling<sup>10</sup> desarrolló, a partir del aparato de arco de canto y con la información preajustada en sus bases conforme a la ideas de Andrews, un bracket cuyo diseño permitió dividir el movimiento dental en dos fases; primero inclinación de la corona, y segundo, enderezamiento y torsión simultánea de la raíz. Esa forma de movimiento dental se conoce como el movimiento diferencial<sup>11</sup>, por lo que se le dio el nombre de técnica de arco recto diferencial o comúnmente conocida como la técnica Tip-Edge<sup>®</sup>, aludiendo con este término anglosajón a las “dos ranuras en una” que presentaba el bracket. Éstas nacen de dos cortes contralaterales en las aletas del bracket de arco de canto, diferencia fundamental en el diseño del bracket (Figura 2).



**Figura 2. Desarrollo del bracket Tip-Edge<sup>®</sup> para la técnica de arco recto diferencial.** Obsérvese el corte contralateral de las dos aletas que permitirá el movimiento diferencial (Imagen tomada de Kesling PC<sup>10</sup>, 1989).

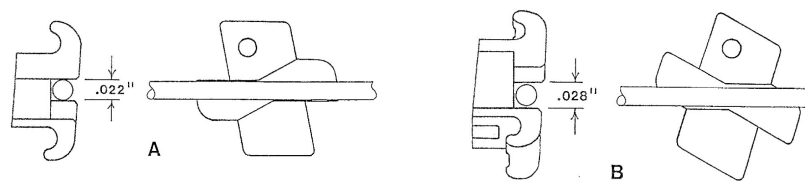
Además de esta significativa diferencia en su diseño, el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> no se trata de un bracket gemelar sino que es estrecho o angosto, tal como diseñó originalmente Angle<sup>12</sup> (bracket 447), es decir, que presenta dos aletas en vez de cuatro. Todo este cambio de diseño no solo provoca una manera diferente de mover el diente, sino que además presenta un mecanismo de obtención del torque completamente distinto, único a la hora de compararlo con el modo clásico usado en el sistema de arco de canto o arco recto. Fue éste precisamente uno de los objetivos de Kesling<sup>13</sup> durante el desarrollo del bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>, mejorar el sistema de torque del arco recto.

Parkhouse<sup>14</sup> describió algunos de los efectos deletéreos en la técnica de arco recto, entre ellos, que el arco rectangular rígido y activo utilizado en las fases finales perdía parte de la expresión de la prescripción. Según Isaacson et al.<sup>5</sup>, la pérdida de torque se debe a las fuerzas de reacción de tercer orden en los dientes adyacentes al que queremos expresar el torque como consecuencia de la deflexión del arco de acero rectangular durante la inserción individualizada de cada bracket. Las fuerzas del arco rectangular de acero utilizado para expresar el torque son de alta intensidad y corta duración por lo que una de las soluciones

aportadas sería usar previamente arcos de níquel-titanio (NiTi), que son más flexibles. Sin embargo, estos últimos arcos tienen muy poca rigidez y estabilidad tanto horizontal como vertical. Otra posible solución que se planteó fue aumentar la sección de los arcos rectangulares de forma más progresiva, aumentando considerablemente el tiempo de tratamiento.

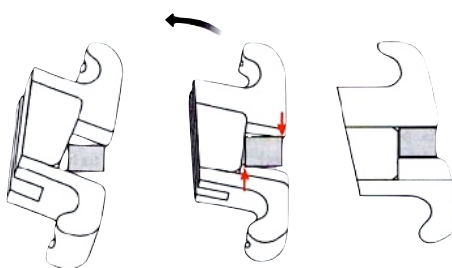
Por otra parte, según Creekmore<sup>15</sup>, cuando rellenamos completamente la ranura del bracket de arco recto existe una pérdida aproximada de 6° de torque debido a la tolerancia de la misma, necesaria para poder recibir la inserción del arco. Esta pérdida se puede intentar compensar en muchos casos con dobles en el arco o modificando la prescripción del bracket seleccionado.

Como ya se ha referido, entre los objetivos de Kesling<sup>10</sup> con el bracket de Tip-Edge® estaba lograr, a partir de su nuevo mecanismo, una mejor expresión del torque superior a la conseguida por el arco recto convencional. El torque mediante este bracket se expresa en la última fase de tratamiento, tras la inclinación a distal de las coronas en las primeras, mediante el arco 0,0215" x 0,027" de acero. Éste se inserta sin sufrir ninguna deflexión de tercer orden, es decir de manera pasiva, dado que la ranura de 0,022" x 0,028" se fue "abriendo" previamente en su dimensión conforme los dientes se inclinaban (Figura 3). Mediante el uso de elementos auxiliares de enderezamiento (resortes Side Winder o un arco 0,016" níquel-titanio, conocido como arco Plus en el bracket Tip-Edge® Plus) el bracket expresará el enderezamiento radicular y, secundariamente, el torque de la prescripción del bracket. Dicha expresión del torque surge pues de un momento de fuerza "obligado" por la propia geometría del bracket al tener que recuperar su dimensión vertical original en la ranura de arco recto (0,022" x 0,028") conforme se corrige el enderezamiento radicular. Este fenómeno en el que la ranura inicialmente se "abre", cambiando así su dimensión vertical de 0,022" hasta un máximo 0,028", a medida que los dientes se trasladan por inclinación, para volver a "cerrarse" recuperando su dimensión original en la fase final de enderezamiento y torque, es la clave biomecánica de este bracket para realizar el movimiento diferencial. Es lo que se conoce como la ranura dinámica<sup>10</sup>.



**Figura 3. Esquema ranura dinámica.** Conforme se produce el movimiento de inclinación la ranura de 0,022" aumenta su dimensión vertical hasta 0,028", lo que permitirá una inserción pasiva del arco final de acero 0,021" x 0,027" (Imagen tomada de Kesling PC<sup>10</sup>, 1989).

En otras palabras, con este sistema el arco final de acero actúa de manera pasiva como “guía” o apoyo para hacer efectiva la dinámica del bracket mediante el resorte Side Winder o arco de NiTi Plus (Figura 4), siendo estos los precursores de los momentos de fuerzas necesarios para el movimiento radicular y no el arco en sí mismo, tal como ocurre en la técnica de arco recto. De este modo, según Parkhouse<sup>14</sup>, aquellos efectos deletéreos mencionados en la técnica de arco recto no suceden ya que el arco no se deflexiona sino que actúa de manera pasiva y estabilizadora, absorbiendo las ligeras fuerzas de los auxiliares que actúan de manera individualizada<sup>14,16</sup>, descartando así la posibilidad de disipar el torque entre los mismos dientes. Además, al usar un arco final de máximo grosor, la tolerancia o el juego entre la ranura y el arco se ve muy reducida, por lo que finalmente la expresión del torque será más efectiva que en el arco recto tradicional.

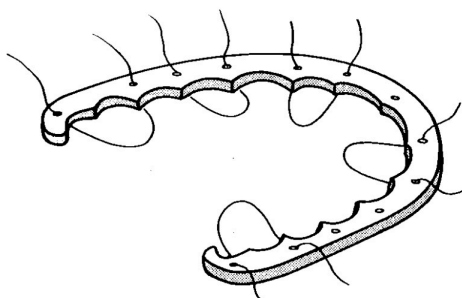


**Figura 4. Esquema durante la fase de enderezamiento y obtención del torque.** Se aprecia como el arco principal es pasivo sirviendo éste de guía al bracket, el cual se desplaza hasta alcanzar de nuevo la dimensión original de su ranura, 0,022" x 0,028", produciendo así el torque y enderezamiento final (Imagen tomada de Parkhouse RC<sup>16</sup>, 1998).

### 1.1 Evolución histórica de la aparatología en Ortodoncia

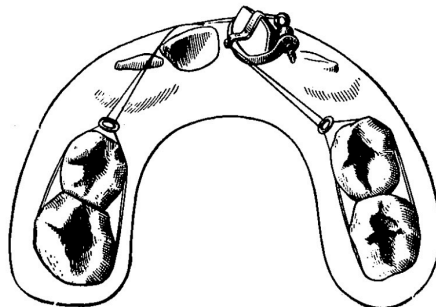
En la actualidad se hace difícil imaginar que existió un período en la ortodoncia anterior a la invención del bracket<sup>17,18,19</sup>, sin embargo, ya en 1726 Pierre Fauchard construyó un arco de metal que se fijaban vestibularmente a los dientes por medio de unas

ligaduras. Este arco o "bandalette" (Figura 5) hacía una expansión de las arcadas que permitía la alineación imperfecta de los dientes. Nació pues el primer arco de expansión en la historia de la Ortodoncia.



**Figura 5. Bandalette de Pierre Fauchard** (Imagen tomada de Kinast H<sup>18</sup>, 1986).

En 1841, Schangé<sup>18</sup>, inventó unas bandas que se colocaban en los dientes por medio de unas abrazaderas que podía ajustarse para acomodar los dientes de diferente tamaño (Figura 6). También se hicieron bandas a partir de metales preciosos, como el cobre y el latón.



**Figura 6. Primeras bandas por Schangé** (Imagen tomada de Kinast H<sup>18</sup>, 1986).

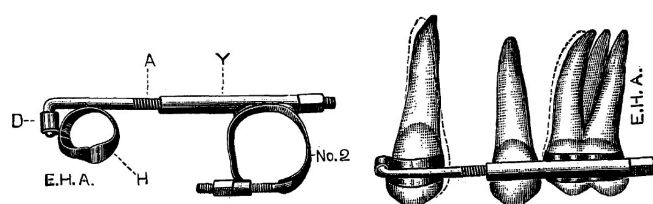
En 1871, Magill<sup>18</sup> fue el primero en utilizar el cemento dental para fijar las bandas a los dientes. Por ese entonces, la necesidad de un mayor control sobre el movimiento dental hizo que se desarrollasen elementos auxiliares que se soldaban a la cara lingual de las bandas, permitiendo así que se ligasen los dientes mal alineados con el arco de alambre bucal; de esta manera se tenía un cierto control de la rotación.

Durante toda esta etapa no hubo ningún intento de corregir las maloclusiones colocando los dientes en un medio equilibrado en la relación a los tejidos blandos circundantes<sup>20</sup>.



### 1.1.1 Evolución y desarrollo al bracket de Angle

Inicialmente, a principios del siglo XX, el Dr. Edward Hartley Angle abogaba por las extracciones terapéuticas, desarrollando aparatos<sup>2, 3</sup> diseñados para el cierre de los espacios de extracción sin todavía el uso de brackets (Figura 7). Insistió en la importancia de permitir al canino inclinarse distalmente para así facilitar el cierre del espacio, sin embargo, en 1907 todavía no existían mecánicas para enderezar las raíces de los dientes inclinados por lo que, en este contexto, Angle comenzó a alejarse de los tratamientos con extracciones a favor de sus técnicas de expansión.

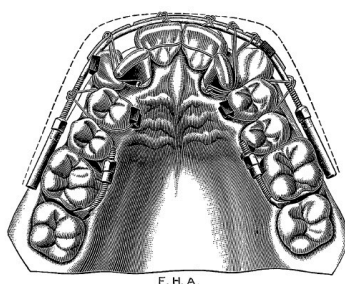


*Figura 7. Aparato de Angle para cerrar espacio de extracciones.* (Imagen tomada de Angle EH<sup>3</sup>, 1907).

Angle inició el desarrollo de una larga serie de dispositivos, todos ellos expansionistas, con la que consiguió finalmente el control preciso del movimiento dentario en los 3 planos del espacio, incluyendo el torque. Fue una tradición de Angle denominar a sus dispositivos según el alambre que utilizaba y no en base al bracket.

#### 1.1.1.1 Arco E de Angle

El arco E de Angle consistía en un grueso alambre vestibular en forma de arco sujeto a los primeros molares por medio de unas tiras metálicas ajustadas a presión<sup>3</sup> (Figura 8). Fue usado en principio para la inclinación coronaria vestibular, obteniendo así una alineación adecuada. El movimiento dentario se lograba sin control axial del diente.

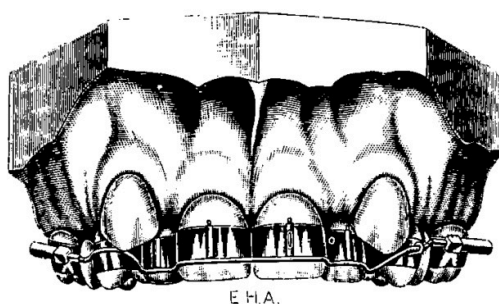


*Figura 8. Arco E de Angle para expansión* (Imagen tomada de Angle EH<sup>3</sup>, 1907).

### 1.1.1.2 Aparato de Pin y Tubo

En 1910, Angle desarrolló el aparato de pin (perno) y tubo<sup>21</sup>, que superó la falta de control axial del arco E de Angle pero seguía teniendo limitaciones en los movimientos mesio-distales.

Por primera vez, Angle empleó bandas en la mayoría de los dientes y les soldó unos pequeños tubos verticales en los que se introducía un pin unido al arco principal (Figura 9). El ajuste previo en la posición e inclinación del pin facilitaba la expansión con un movimiento en masa, tanto en sentido vestíbulo-lingual como mesio-distal dando clínicamente lugar al concepto de movimiento corono-radicular.

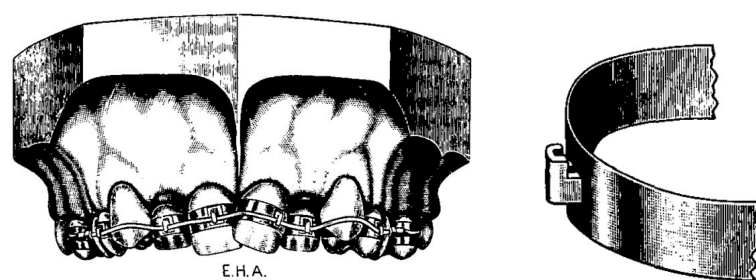


**Figura 9. Arco Pin y Tubo** (Imagen tomada de Steiner CC<sup>22</sup>, 1933).

### 1.1.1.3 Aparato de Arco de Cinta

En 1915, se crea el bracket de Arco-Cinta<sup>21</sup>, éste requería un pin de bloqueo para ligar el arco rectangular en forma de cinta al bracket (la cara más ancha enfrentada al diente) (Figura 10). El gran avance del Arco de Cinta fue que las rotaciones se conseguían corregir con cierta facilidad y además tenía control sobre los movimientos vestíbulo-linguales y verticales, pero como desventaja, una vez más, encontraron que los movimientos axiales mesiodistales eran difíciles de obtener.

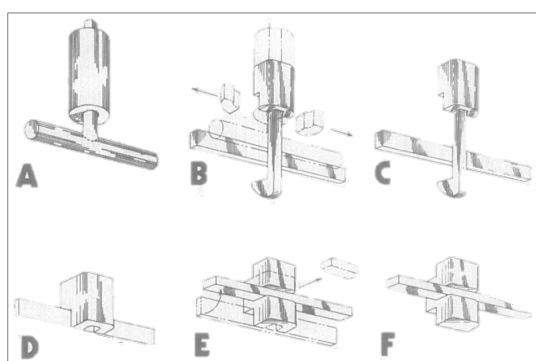
Resulta interesante señalar que este bracket de arco-cinta original fue más o menos modificado desde entonces para funcionar como bracket en la técnica de Percy Raymond Begg (Australia) que, a su vez, inspiró posteriormente a Peter Kesling en el desarrollo del bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>.



**Figura 10. Arco de Cinta** (Imagen tomada de Steiner CC<sup>22</sup>, 1933).

#### 1.1.1.4 Arco de Canto

La última aportación de Angle, y su culminación como fundador de la ortodoncia moderna, la ofreció en 1925 con la descripción del aparato de Arco de Canto o Edgewise Appliance<sup>12</sup> (Figura 11).

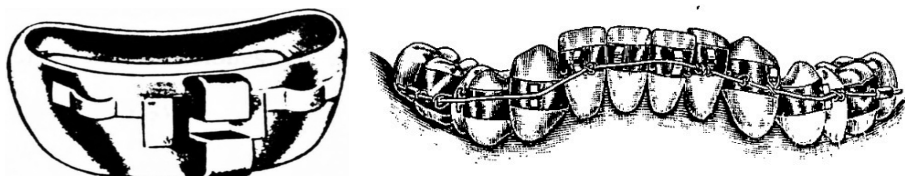


**Figura 11. Evolución de los brackets utilizados por Angle.** *A.* Aparato de Pin y Tubo. *B.* y *C.* Aparato de Arco de Cinta. *D.* *E.* y *F.* aparato de Arco de Canto; el arco se giró para que entrara "de canto" en la ranura del bracket (Imagen tomada de Kesling PC<sup>23</sup>, 1988).

Angle diseñó el aparato de Arco de Canto para lograr mover los dientes hasta lo que denominó la "línea de oclusión"<sup>12</sup>, que es la línea, en forma y posición, en la que deben estar todos los dientes en equilibrio si hay una oclusión normal.

El nombre de Arco de Canto puede crear cierta confusión ya que el aparato recibe su nombre a partir del "canto" del alambre rectangular. Sin embargo, no fue Angle propiamente quien denominó a la técnica como "Arco de Canto", en realidad, él no le dio ningún nombre. Sí que recomendó durante el tratamiento que se emplearan alambres tanto redondos como rectangulares, llamando a éste último Arco de Canto para evitar la confusión con el arco rectangular de cinta<sup>21</sup>. El bracket de arco de canto presentó pues una gran peculiaridad: la

ranura tenía la apertura frontal o vestibular, en lugar de vertical como ocurría en el Arco Cinta (Figura 12). Por esto mismo, inicialmente se les denominaron brackets de "luz abierta" y tenían un canal vertical (Arco Cinta) u horizontal (Arco de Canto) y que servía para introducir el arco rectangular, en el caso del aparato de Arco de Canto se insertaba "de canto" contra la corona del diente, acoplando su lado más estrecho en el interior del bracket<sup>23</sup>.



**Figura 12. Aparato de arco de canto** (Imagen tomada de Steiner CC<sup>22</sup>, 1933).

El principio básico de esta técnica fue el uso de arcos con “doblecetes artísticas” para terminar así con la formación de un arco ideal que transmitía la posición final de los dientes en la arcada mediante las dobleces al mismo. La forma de este arco final se ensamblaba a los brackets por medio de unas ligaduras de acero que lo “ataban”.

Angle buscaba con este aparato de Arco de Canto lograr un equilibrio entre una oclusión sana, estética y equilibrada. Los objetivos esenciales para este equilibrio eran<sup>3</sup>:

1. Establecer un contacto proximal normal de los dientes en sus arcadas, de acuerdo con sus formas y tamaños individuales.
2. Establecer un engranaje normal entre las cúspides y las fosas de los dientes de ambas arcadas.
3. Establecer una posición axial normal de los dientes, lo cual era esencial para que quedasen en equilibrio con los músculos y pudiesen soportar fisiológicamente la gran carga de la oclusión.

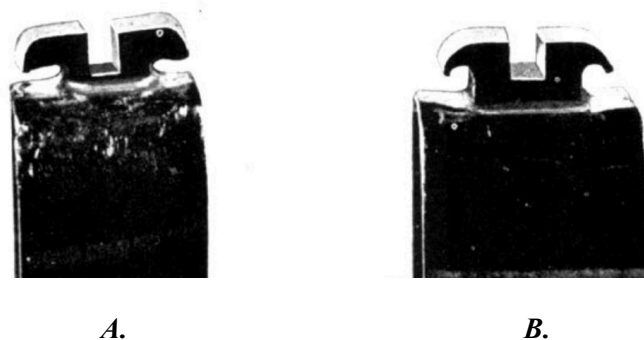
La contribución particular del Arco de Canto para la obtención de los objetivos descritos por Angle como esenciales en dicha oclusión sana y equilibrada, era el control absoluto sobre la inclinación axial de todos los dientes en los tres planos del espacio. Esto hacía esencial el control radicular durante el movimiento dental en el plano sagital y transversal y el recurso mecánico era el ajuste del arco de alambre en la ranura del bracket, siendo el arco de alambre rectangular el que trasmite al diente, bracket mediante, las fuerzas

para inclinar las raíces en el plano vestibular o lingual conforme sea necesario. Se podía pues decir que éste sí era un aparato con control dental coronario y radicular, limitación ésta en todas las generaciones anteriores de la aparatología. El *mecanismo de torque* fue el rasgo único y característico de este aparato.

### 1.1.2 Evolución del Bracket de Arco de Canto y sus características

En 1926, tras multitud de pruebas y diseños, Angle<sup>12</sup> culmina el bracket "447" hecho de una débil aleación de oro platinado que por sus características físicas imponían una ranura horizontal de unas mínimas dimensiones, 0,022" x 0,028" pulgadas. Sin embargo, dicha aleación se deformaba fácilmente por las fuerzas de oclusión y por el ligado del arco al bracket. Fue por ello por lo que se le conoció como el "bracket blando" y tenía 0,05" pulgadas de ancho soldado a una base de oro.

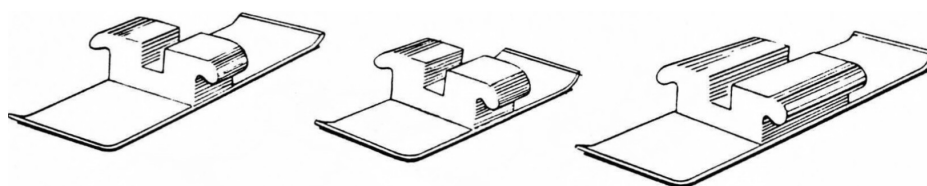
El aparato de arco de canto sufrió numerosas modificaciones, las primeras en un intento de resolver las limitaciones que tenía el bracket estrecho o angosto en cuanto al movimiento dental, y otras posteriores debidas a cambios en criterios terapéuticos que fueron introduciendo diversos ortodoncistas. En 1933, Cecil Steiner<sup>22</sup>, discípulo distinguido de Angle, rediseñó el bracket original de arco de canto, con aletas redondeadas para evitar los roces mecánico con la mejilla y más profundas o con canales para así mejorar la atadura de las ligaduras (Figura 13). Fue el llamado "bracket duro" o "bracket 452", que constituyó el prototipo de bracket actual ya que estaba hecho en acero inoxidable. El acero inoxidable era más asequible que el oro platinado, cuestión fundamental en su elección puesto que por aquella época transcurría la Gran Depresión de 1929<sup>24</sup>.



**Figura 13. Bracket 447 y 452.** A. 447 diseñado por Angle y B. Bracket 452 diseñado por Steiner (Imagen tomada de Steiner CC<sup>22</sup>, 1933).

Otro de los desarrollos de Steiner, gracias al uso del acero inoxidable, fue la reducción de la ranura a una de 0,018" x 0,018" pulgadas en vez de la de 0,022" x 0,028". Ambas dimensiones se mantienen actualmente en el mercado y se creía que con ranuras más pequeñas y arcos más reducidos se podría ejercer un sistema de fuerzas más ligeras y eficientes en movimientos como el torque, lo que depende más de la deflexión del arco en sí mismo tal como cuestionaban los ortodoncistas a favor de la ranura de 0,022". Recientemente, Sifakakis et al.<sup>25</sup> han demostrado que la magnitud de los momentos de cuplas que ocurren en los brackets de 0,022" son menores con un arco de 0,019" x 0,025" acero que los generados en la ranura de 0,018" con un arco de 0,017" x 0,025".

Brainard Swain<sup>21</sup> inventó la idea de colocar dos brackets en la misma base durante su fabricación, lo que pasó a llamarse "brackets gemelos siameses". El espacio entre ambos brackets era aproximadamente de 0,05" pulgadas, igual que el ancho de uno de los brackets. La ventaja fue conseguir mejor control de las rotaciones usándose 4 tamaños: extra-ancho (el bracket gemelo original), estándar, intermedio y pequeño, así como una mayor superficie para el par de fuerzas durante la torsión. Pero también estos brackets gemelos tenían desventajas: disminuían la distancia interbracket al aumentar el ancho del mismo, por lo que muchas veces disminuía el control total de la rotación, así como disminuir la "elasticidad" de toda la aparatología. Paul Lewis<sup>26</sup> desarrolló un sistema de brazos soldados auxiliares a los brackets para el mejor control de la rotación (Figura 14), volviendo a disminuir la distancia interbracket.



**Figura 14. Tipos de brackets de Lewis regulares** (Imagen tomada de Magness WB<sup>26</sup>, 1978).

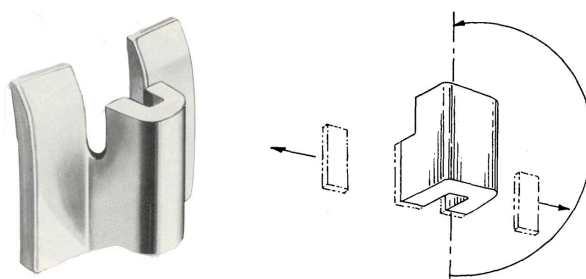
En 1950, Ivan Lee hizo un intento de diseñar un bracket preajustado en el que incluía el fresado en la ranura del bracket de arco de canto para incorporar el torque en el mismo en vez de torsionar el arco. Por otro lado, Reed Holdaway<sup>26</sup> fue el primero que intentó alterar la inclinación de la ranura en los brackets soldados sobre las bandas para sustituir así las dobleces tip-back de anclaje en los dientes posteriores y las de posicionamiento estético en los dientes anteriores por medio de un arco de alambre plano o recto. En 1961, Joshep R.

Jarabak<sup>26</sup> fue el primero en combinar ambas características en un sistema de aparato, el Jarabak Light Wire Brackets<sup>®</sup>, fabricado por Rocky Mountain Orthodontics. La angulación artística o estética de los dientes anteriores se realizaba inclinando el bracket a soldar sobre la banda, igual que la inclinación hacia distal de los dientes posteriores para la preparación del anclaje. Además, el torque se incorporaba fresando la ranura del bracket. Sin embargo, fue Andrews<sup>27</sup> el primero en construir la verdadera aparatología de arco recto donde se expresa la tridimensionalidad que permite la posición adecuada de cada diente mediante un arco plano o recto sin dobleces.

### 1.1.3 Desarrollo de la técnica de Begg y su bracket

Entre 1924 y 1925, mientras Percy Raymond Begg recibía en California las enseñanzas sobre arco de cinta, Angle terminaba a su vez de desarrollar el arco de canto<sup>12</sup> teniendo Begg la oportunidad de probarlo en los primeros pacientes. En noviembre de 1925, Begg regresó a Australia y comenzó a usar el aparato de arco de canto sin requerir extracciones, tal como Angle le había postulado, sin embargo, pronto comenzó a observar los perfiles protrusivos post-tratamiento. Asimismo, con el tiempo encontró muchas recidivas por lo que en 1928, volvió a la filosofía “extraccionista” y a la reducción de los anchos mesiodistales de los dientes (stripping), especialmente en pacientes con exceso de material dental<sup>28</sup>. Esto último lo fundamentó en su teoría de la atrición tras haber observado desde bien joven los dientes desgastados en los aborígenes australianos quienes casi no presentaban maloclusiones<sup>29</sup>.

Para realizar el tratamiento con extracciones o reducciones dentales volvió a usar el aparato de arco cinta pero introduciéndole una serie de modificaciones en su ranura vertical: la giró en 180° posicionándola a gingival en vez de a oclusal (Arco de Cinta modificado) y aumentó su tamaño para mejorar el control rotacional<sup>30</sup> (Figura 15).

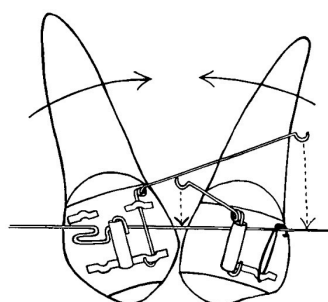


**Figura 15. Bracket de Begg y su ranura vertical.** Desarrollo de bracket a partir del arco de cinta (Imágenes tomadas de Begg PR<sup>30</sup>, 1961 y Kesling PC<sup>23</sup>, 1988).

Dicho aparato lo combinó con el uso de arcos redondos, en vez de rectangulares, que eran de un acero desarrollado junto a Arthur J. Wilcock<sup>31</sup>, ingeniero metalúrgico en la Universidad de Melbourne, Australia. Se trataba de un alambre de características especiales con una gran dureza y resiliencia, capaz de mantener las dobleces en el tiempo permitiendo de este modo un excelente control del movimiento dental, entre otros, el de la apertura en la mordida. Actualmente se conocen como “acero australiano”<sup>32,33</sup>.

De este modo Begg permitió a los dientes moverse con gran libertad en su inclinación mesiodistal mediante fuerzas muy ligeras para, por un lado, obtener una fácil retrusión de los dientes anteriores y el cierre de los espacios de extracciones, y, por otro lado, tener una menor necesidad de anclaje ya que no se ejercía sobre el grupo de apoyo tensiones por fuerzas excesivas. Así, el aparato de Begg se convertiría en el primero de baja fricción en ortodoncia ya que movía los dientes de manera rápida mediante fuerzas muy ligeras lo que denominó como el movimiento diferencial, publicándolo en 1956<sup>11,34</sup>. En 1960, Begg decidió viajar de vuelta a los EEUU con el objeto de mostrar su técnica para lo que presentó numerosos casos tratados bajo su filosofía en la reunión anual de la Sociedad Americana de Ortodoncia.

La estancia de Begg en EEUU y la publicación de su artículo sobre movimiento diferencial, suscitó tal interés entre los ortodoncistas del momento que algunos de ellos fueron a visitarlo a Australia, entre ellos, el Dr. Harold Kesling, de Estados Unidos. Begg siguió perfeccionando su técnica, centrándose en la complejidad del enderezamiento y torque radicular tras las excesivas inclinaciones, para lo que diseñó los resortes auxiliares de enderezamiento radicular y, más tarde, de torque (Figura 16).



**Figura 16. Bracket de Begg y sus resortes de enderezamiento radicular** (Imagen tomada de Begg PR<sup>30</sup>, 1961).



Cierto era que el bracket de Begg permitía el movimiento de libre inclinación sin limitaciones y sin apenas fricción ni necesidad de anclaje, pero, por otro lado, obligaba posteriormente a una labor de enderezamiento y torque a base de dichos auxiliares que complicaba enormemente el manejo y la precisión del acabado del caso. Durante las décadas de los sesenta y setenta, Begg continuó con el desarrollo de la técnica que lleva su nombre mientras que Harold Kesling, junto al Dr. Rocket, fueron de los primeros ortodoncistas norteamericanos en adoptarla y difundirla en EEUU. La precisión fue una asignatura pendiente que tuvo el Dr. Begg con su técnica, quien, tras recibir numerosos premios a lo largo de su vida por parte de distintas asociaciones de ortodoncia, fallece en 1983 cuando investigaba la manera de obtener ese mejor control final con su bracket<sup>35</sup>.

#### **1.1.4 El bracket de Andrews: técnica de Arco Recto o SW (Straight Wire)**

A finales de los sesenta, principios de los años setenta, irrumpieron con fuerza en el mundo de la ortodoncia la técnica de Arco Recto, iniciándose una nueva era en la Ortodoncia. Lawrence Andrews, tras la publicación del artículo “Las seis llaves de la oclusión”<sup>9</sup>, fue pionero en la incorporación sobre el bracket de Arco de Canto de la información final acerca de su oclusión ideal, obteniendo de esta forma lo que se conoce como el bracket preajustado. Cabe reseñar que la “tercera llave” se basaba en la inclinación axial de los dientes, tanto anteriores como posteriores, por lo que se buscaba definir los grados de torque más adecuados en la oclusión normal.

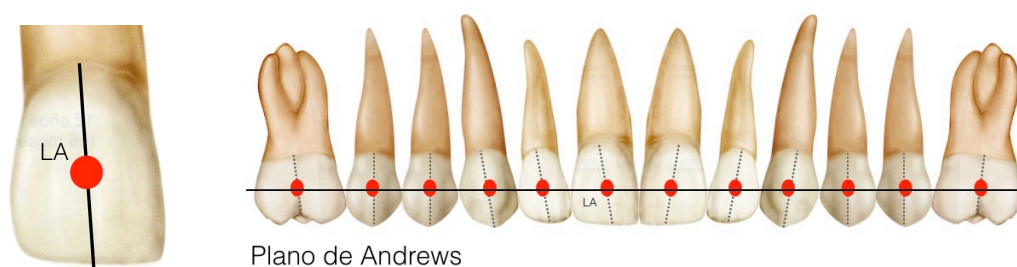
En dicho estudio, Andrews<sup>9</sup> seleccionó 120 casos de pacientes no ortodóncicos adultos normales en los que se encontraron cuáles eran los factores que influían en la oclusión normal tras compararlos con más de 1.150 pacientes tratados y presentados en la Sociedad Americana de Ortodoncia (entre 1964 y 1969), que según Andrews no terminaban de ser satisfactorios. De esta forma, definió las seis llaves de la oclusión, más allá de las bases de Angle en su clasificación, y concluyó que los aparatos de ortodoncia comercializados y disponibles no estaban diseñados para cumplir con los mejores requisitos del ortodoncistas. De esta forma, planteó la prescripción más adecuada con el uso de sus brackets preajustados.

La prescripción espacial de cada diente se basaba en la incorporación sobre el diseño del bracket de arco de canto gemelar las siguientes características: el *in-out* mediante el

grosor del bracket (doblez de primer orden); el **tipping** o angulación, tras el corte de una ranura inclinada sobre el bracket en base a la inclinación final del diente (fue la gran novedad, sustituir todas las dobleces de segundo orden); el **torque** (doblez de tercer orden), basado en el corte angulado del bracket que va soldado sobre la base, no en la ranura como habían hecho hasta entonces con el arco de canto. Esto significaba que cuando todos los dientes estuviesen en su posición ideal, todas las bases de los brackets estarían paralelas entre sí y con el llamado **plano de Andrews**<sup>27</sup>. De esta manera, y con tan solo un arco recto y sin dobleces, podríamos conseguir la correcta posición final de los dientes de tal forma que cuando se terminase el tratamiento las ranuras de todos los brackets estuvieran a cero grados. Uno de los problemas que esto planteó fue el ir “arrastrando” desde el inicio del tratamiento la información final del segundo orden, lo que conllevaba a determinados problemas innecesarios como podía ser el peor control del anclaje. Sin embargo, estas innovaciones aportadas por Andrews hacían aún más patente en la técnica de Begg uno de los problemas ya mencionados: la gran dificultad que entrañaba el terminado preciso de los casos.

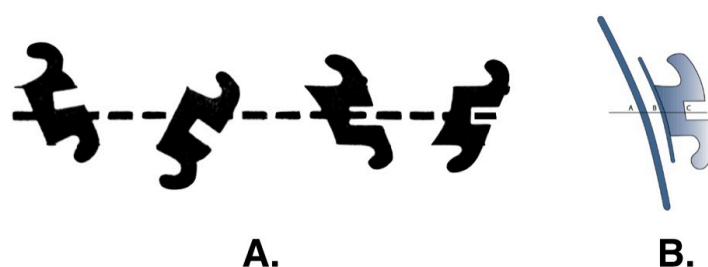
Fue precisamente la prescripción de torque en los incisivos lo que planteó más variabilidad debido a los patrones esqueléticos tan diversos incluso en las oclusiones normales. Por eso, Andrews creó distintos sets de prescripciones en base a la angulación ANB antes del inicio del tratamiento o si el caso era de extracciones o no, ya que, si lo era, sobrecorría la información de rotación, inclinación y torque.

En la técnica descrita por Andrews fueron necesarios dos factores fundamentales<sup>36</sup>. El primero de ellos, la necesidad de los brackets en tener una base “recontorneada” para que pudieran ajustar oclusolingival y mesiodistalmente cuando se posicionaran en el centro de la corona clínica, centrado con el eje axial de la misma. Para llevar a cabo todo esto, Andrews estableció en el eje mayor de las coronas clínicas un sitio donde cementar el bracket, **el punto EM** (eje mayor) o **LA** (longitudinal axis) que correspondería clínicamente al tercio medio de la corona clínica (figura 17). Tomó todas las medidas desde una perpendicular al plano de Andrews en el eje mayor de las coronas clínicas con el in/out medido desde una línea que conecta los puntos de contacto de los dientes en el centro de las coronas clínicas. Después construyó una base bicóncava en los sentidos mesiodistal y oclusolingival para así adaptar el bracket a las coronas dentales que asentarán en la posición correcta ya que el radio de la curvatura bicóncava de la base debía ser igual o menor que el de la superficie del diente. Dicha base debía tener paralelismo con la ranura y con el punto LA.



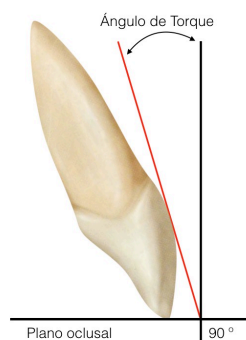
**Figura 17. Ubicación del punto EM o LA y Plano de Andrews.** Imágenes de elaboración propia.

El segundo factor consistía en que para que un arco rectangular se ajustase a las formas de las coronas clínicas, y a lo largo de sus centros, todas las ranuras deberían de recibirlo de manera pasiva. Para poder alcanzar estos dos objetivos, Andrews constató que tres puntos eran necesarios que estuvieran paralelos en el mismo plano: el centro de la corona clínica, el centro de la base del bracket y el centro de la ranura del bracket (Figura 18). Por tanto, la ubicación de los brackets debía ser en el eje vertical de la corona dentaria, tangente a una línea imaginaria que conecta el tercio medio del primer molar con el de los incisivos centrales mediante los puntos LA, cuando los dientes están posicionados de manera ideal, lo que se definió como el *plano de Andrews*. Esto ha suscitado mucha controversia a lo largo de todas estas décadas<sup>37,38,39</sup>.



**Figura 18. Diferencia de la localización del torque entre bracket de Arco de Canto y el bracket de Arco Recto de Andrews.** A. En el Arco de Canto, las ranuras se inclinan manteniendo las bases en un corte de 90° mientras que con el Arco Recto las bases se cortan de manera inclinada en función del torque pretendido. B. Paralelismo entre el punto LA, la base bicóncava del bracket y centro de la ranura (Imágenes tomadas de Graber TM y Swain BF<sup>26</sup>, 1985 y McLaughlin RP y Bennett JC<sup>36</sup>, 2015).

Mediante este método, Andrews fue capaz de trasladar la información de torque, tip e in-and-out según sus “seis llaves la oclusión”. Observó, que las bases soldadas a  $90^\circ$  tal como se habían estado usando hasta entonces había que cambiarlas de angulación para obtener la expresión del torque adecuada, apareciendo así el concepto de “torque en la base” y que fue patentado por él mismo. Los valores de **torque** que prescribió inicialmente para los **incisivos superiores** eran de  $+7^\circ$  y  $+3^\circ$  en central y lateral, respectivamente (Figura 19).



**Figura 19.** Ángulo de torque incisivo según Andrews. Imagen de elaboración propia.

Sin duda alguna, la técnica de arco recto representó un ahorro de tiempo de tratamiento y de sillón para ambos, pacientes y ortodoncistas, lo que la catapultó a ser la técnica más utilizada hasta la actualidad, sin no por ello ser sometida a variaciones, especialmente en el campo de la prescripción programada. Sin embargo, Andrews fue criticado por centrarse en la invención de aparatología de cero grados sin unas bases de cómo debía usarse en relación a unos objetivos claros ante cualquier tratamiento de ortodoncia, lo que se conoce en la actualidad como “filosofía de tratamiento”.

Ricketts<sup>40</sup>, mediante la técnica bioprogresiva, aportó una nueva forma de planificar los tratamientos, cementando los brackets en un orden sucesivo que daba una serie progresiva de acciones que configuraban el tratamiento, de modo que la nivelación se hacía mediante su arco utilitario el cual, con distintas modificaciones, podía ir ampliando sus funciones. La prescripción para sus brackets de incisivos, distaba mucho de las anteriores, siendo para los incisivos superiores de un **torque**  $+22^\circ$  y  $+14^\circ$  en los centrales y laterales, respectivamente.

Pocos años después, a mediados de los setenta, Ronald H. Roth<sup>41</sup> introdujo ligeras variaciones en la prescripción en base a unos objetivos estéticos faciales y dentales; unos objetivos oclusales más funcionales para conseguir una oclusión mutuamente protegida en la que los dientes anteriores protegen a los posteriores durante la dinámica mandíbula, de ahí el protagonismo del torque incisivo; unos objetivos de salud periodontal, así como; unos objetivos de estabilidad. Roth hizo compatible con su prescripción no solo las seis llaves de la oclusión de Andrews, sino que además los dientes tenían que terminar en posición de máxima intercuspidad con los **cóndilos** asentados en posición de **relación céntrica**, es decir, centrados transversalmente y contra los discos articulares en las vertientes postero-superior de las eminencias de los temporales. Es necesario aclarar que el concepto sobre la posición en relación céntrica ha ido variando desde aquel entonces. Además, introdujo en la prescripción el concepto de la sobrecorrección para evitar las recidivas y abogó por la ubicación de los brackets en la máxima convexidad coronaria. Sus valores de **torque en los incisivos** pasaban a ser de **+12° y +8°** en centrales y laterales, respectivamente.

La filosofía de Roth<sup>41</sup> jugó un papel fundamental al integrar la gnatología y la oclusión estática en el diagnóstico, llevando la dinámica de la oclusión funcional tanto a la clasificación de las maloclusiones de Angle como a las observaciones estáticas de Andrews en “las seis llaves de la oclusión”<sup>9</sup>. Roth incorporó en la Ortodoncia los principios de la oclusión funcional, lo que le necesitó 13 años de investigación científica a los gnatólogos para implementarla en Odontología. Además, Roth simplificó a una única prescripción las muchas que presentó Andrews. Se le conoció como la **segunda generación** de aparatos preajustados.

A principios de los años noventa, irrumpe con fuerza una nueva versión de la técnica de arco recto, de la mano de McLaughlin, Bennett y Trevisi<sup>36</sup> comúnmente denominada como MBT y se consideró la **tercera generación de aparatos preajustados**. Su aportación se fundamentó en cuatro factores:

1. Niveles de fuerza: se descendieron a 200 gramos el rango de fuerzas para el cierre de espacios con una mecánica de deslizamiento.
2. Retracción canina: mediante ligaduras metálicas en los caninos conocidas como “lace-back” que activaban de manera más suave el distalamiento.

3. Cierre de espacios: uso de “tie-backs” (ligaduras metálicas con un elastómero de separación a uno de los extremos) junto con arcos de acero que ayudaba al cierre sin crear tipping en los brackets ni deflexión en los arcos, evitando la fricción durante la fase de cierre de espacios.

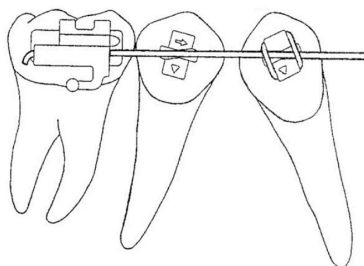
MBT cambió la prescripción, reduciendo la sobrecorrección del segundo orden en los dientes anteriores, por lo que también las necesidades de anclaje; redujeron el torque en los caninos superiores; aumentaron la prescripción de torque en los incisivos debido a la pérdida de hasta 10° con el arco final de 0,019” x 0,025” acero, que por otro lado era el mejor para el deslizamiento. El *torque* para los incisivos era de 17° y 10° para centrales y laterales, respectivamente.

Muchos otros autores como *Alexander, Burstone, Hilgers, etc.* fueron introduciendo distintas modificaciones en la técnica original de Arco Recto de Andrews, mayormente en sus prescripciones y su manera de planificar mecánicamente el tratamiento. Nació entonces el concepto de filosofía en Ortodoncia lo que se definiría como el conjunto de principios y objetivos sobre los cuales se orienta un ortodoncista para generar los resultados adecuados en el tratamiento de sus pacientes y se diferencia de la técnica, que sería el conjunto de brackets, aparatología en general y biomecánica que se requiere para cumplir los objetivos de tratamiento de una filosofía ortodóncica.

#### 1.1.5 El bracket de Tip-Edge®: Técnica Arco Recto Diferencial o DSAT (Differential Straight Arch Technic)

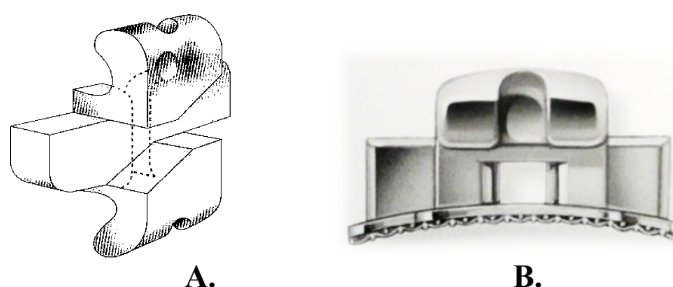
En 1986, Peter Kesling<sup>10</sup>, hijo de Harold Kesling, introdujo el bracket de Tip-Edge®, un derivado de la filosofía de Begg pero combinando los conceptos del bracket preajustado de la técnica de Arco Recto para el control tridimensional del movimiento dental. Sin embargo, esta nueva técnica de Arco Recto Diferencial, conocida como Tip-Edge® por el diseño de su ranura, deja para el final del tratamiento el control tridimensional y radicular, permitiendo así en las primeras fases de tratamiento el libre movimiento de inclinación con fuerzas ligeras tal como caracterizaba a la técnica de Begg. Kesling supo de manera simple e inteligente sacar el beneficio de ambas técnicas, por un lado, con el movimiento diferencial mediante fuerzas ligeras y, por otro lado, con la precisión del control tridimensional en las fases finales del acabado.

La ranura permite a cada diente moverse con una inclinación libre, generalmente a distal, hasta en 25° en los caninos y 20° en los demás dientes, excepto los molares que no se inclinan por la ranura (Figura 20). Por otra parte, un arco redondo de 0,016" junto con la ranura inclinada permite a los dientes anteriores inclinarse distalmente bajo presiones muy suave con fuerzas elásticas ligeras (2 o 3 onzas) haciendo que las necesidades de anclaje en los molares sean mínimas y que permanezcan relativamente inmóviles.



**Figura 20. Inclinación libre y limitada permitida por la ranura del bracket de Tip-Edge®** (Imagen tomada de Kesling PC<sup>42</sup>, 1989)

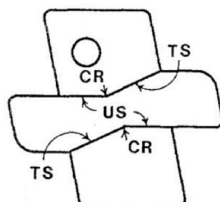
La esencia mecánica de esta técnica radica en la modificación sobre ranura del bracket de arco de canto, para ello se extrajeron las esquinas opuestas diagonalmente de una ranura de arco de canto convencional<sup>43</sup>. Con el tiempo, se añadieron aletas de rotación, una ranura vertical cuadrada (0,020" x 0,020"), así como unas pequeñas muescas en los extremos de las aletas gingivales e incisales que ayudan a insertar y estabilizar los resortes Side Winder (Figura 21).



**Figura 21. Ranura vertical del bracket de Tip-Edge®. A. Visión vestibular B. Visión oclusal.** Esta ranura se utiliza para auxiliares como los resortes de Side Winders (Imagen tomada de Kesling PC<sup>42</sup>, 1989).

El bracket Tip-Edge® presenta unas superficies de inclinación (TS o Tip Surface) que limitan el grado de inclinación inicial de la corona, mientras que las superficies de enderezamiento (US o Upright Surface) controlan el ángulo de enderezamiento y torque final de cada diente conseguido mediante el resorte Side-Winder o arco níquel-titanio 0,016" Plus

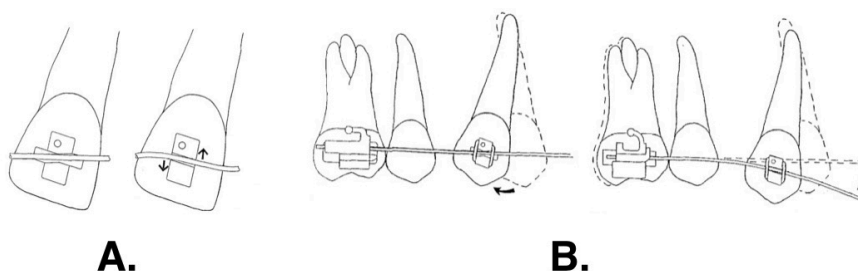
(Figura 22). La cresta central (CR o Central Ridge) proporciona el control vertical y de torque cuando se emplea un arco rectangular combinado con su auxiliar. La prescripción del bracket de Tip-Edge® es la de Roth, es decir, que el torque incisivo es de 12° en incisivos centrales y 8° en incisivos laterales.



**Figura 22. Ranura Tip-Edge®.** Superficie de inclinación o tip (TS), superficie de torque o enderezamiento (US) y cresta central (CR) (Imagen tomada de Kesling PC<sup>42</sup>, 1989).

Como ya mencionamos, una de las características de esta ranura es su dinámica<sup>42</sup>, es decir, la capacidad de cambiar su altura o dimensión vertical durante la inclinación del diente. De esta manera, conforme el diente se inclina la ranura va aumentando su dimensión vertical, hasta un máximo de 0,028", lo que permite cambiar arcos de mayor tamaño sin flexionarlos o doblarlos, tal como ocurre al insertar el arco final de acero 0,021" x 0,027".

Entre otras de las numerosas ventajas del bracket Tip-Edge® y su ranura, es que ésta evita inicialmente la creación de pares de fuerzas no deseados sobre los dientes anteriores al introducir un arco recto (Figura 23). Dichas cuplas y momentos que se crean pueden interferir con la retrusión y la apertura de mordida<sup>44</sup>.

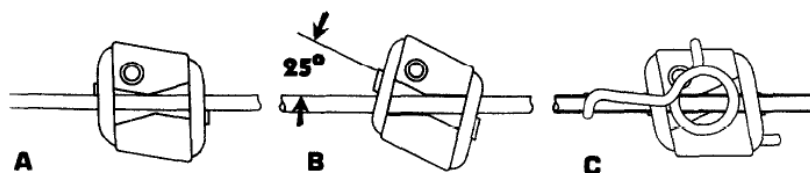


**Figura 23. Bracket de Tip-Edge® y de Arco de Canto al inicio del tratamiento.** A. Las cuplas no deseadas y momentos que se crean inicialmente en bracket de arco de canto, no ocurren con el de Tip-Edge®. B. La retrusión de los caninos con una ranura de Arco de Canto convencional puede ocasionar la deflexión del arco y una extrusión de los dientes anteriores, lo que no sucede con el bracket de Tip-Edge® (Imagen tomada de Kesling PC<sup>42</sup>, 1989).

La ranura del bracket Tip-Edge® no solo limita la libre inclinación distal de la corona en un ángulo predeterminado, sino que, en el momento del tratamiento en que haya que



ejercer el control tridimensional del diente, únicamente se necesita añadir el auxiliar de enderezamiento y torque (Figura 24). Esto se conoce como mecanismo diferencial programado.



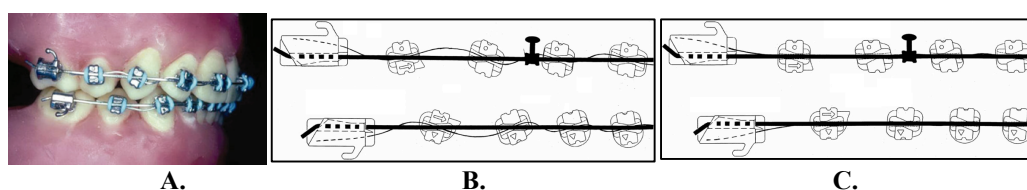
**Figura 24. Mecanismo diferencial programado.** A. Bracket canino superior de Tip-Edge® con ranura de 0,22". B. Inclinación distal con arco de 0,016" australiano donde la ranura se abre hasta un máximo de 0,028". C. Enderezamiento de la raíz empleando un resorte Side Winder junto con la inserción pasiva del arco 0,021" x 0,027" de acero (Imagen tomada de Kesling PC<sup>23</sup>, 1988).

A principios de este siglo, aparece una nueva versión del bracket de Tip-Edge® que radica básicamente en el mecanismo de activación del segundo y tercer orden. Se le denominó el bracket Tip-Edge® Plus<sup>45,46,47</sup> (Figura 25), el cual, presenta una ranura profunda adicional en la que se inserta un arco redondo de níquel-titanio de 0,016" pulgadas, conocido como el arco Plus.



**Figura 25. Bracket Tip-Edge® Plus.** A. Visión vestibular y B. Visión lingual (retirada la base para una mejor comprensión). La deflexión que sufre el alambre de níquel-titanio de 0,016" Plus al introducirlo en la ranura profunda Plus genera fuerzas de segundo orden, que, a su vez, darán los pares de fuerza de torque (Imágenes tomadas de Kaku JK<sup>48</sup>, 2006).

Visto desde lingual y quitando la base del bracket, se puede observar que la ranura profunda y la ranura vertical se cruzan formando un ángulo de 90°. Ambas ranuras tienen las mismas dimensiones (0,020" x 0,020"). Cuando el arco Plus pasa a través de la ranura profunda se generan pares de fuerzas debido a la deflexión del mismo, provocando primero un enderezamiento y secundariamente el mecanismo de torque, tal como producen los resortes Side Winder (Figura 26). En resumen, la ranura profunda del bracket Tip-Edge® Plus hace el mismo trabajo que los resortes Side Winder en un procedimiento más simple.



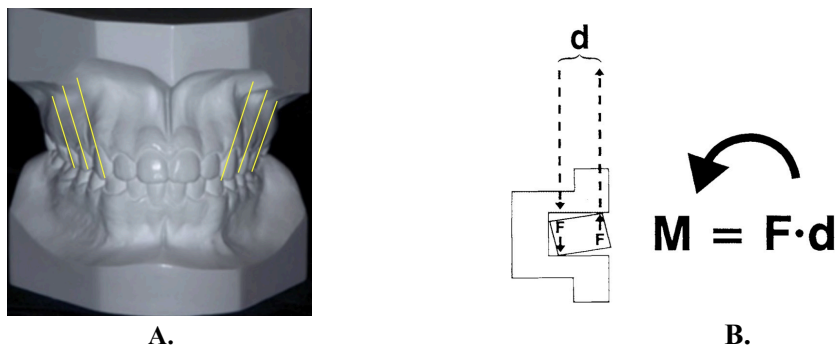
**Figura 26. Mecanismo bracket Tip-Edge® Plus.** **A.** Tipodonto sobre el que se aprecia la deflexión del arco Plus al inicio de la fase de enderezamiento y torque. **B.** Misma imagen sobre un esquema. **C.** Arco plus pasivo una vez se ha producido el enderezamiento y torque de los dientes (Imágenes tomadas de Parkhouse RC<sup>45</sup>, 2007).

La ventaja principal del bracket Plus con la adición de la ranura profunda horizontal está en el hecho de permitir un enderezamiento mesiodistal y torque con un alambre superelástico redondo, eliminando así la necesidad de emplear numerosos resortes de enderezamiento y torque que quedarían relegados solo para ajustes y centrado de línea media como un mecanismo de frenado. Además, puesto que no hay necesidad de retirar o reemplazar resortes de enderezamiento al cambiar los arcos, el tiempo de tratamiento se reduce.

## 1.2 El torque en Ortodoncia

Torque es el movimiento vestibulo-lingual de las raíces dentales como respuesta o efecto que produce la torsión de un alambre rectangular o cuadrado cuando se inserta de manera forzada dentro de la ranura del bracket<sup>1</sup>, también rectangular. Andrews lo definió clínicamente como la tercera llave de la oclusión<sup>9</sup>.

En Ortodoncia, el torque sería sinónimo de momento en física donde la magnitud de torsión de un arco rectangular o cuadrado se presenta como la relación que hay entre los pares de fuerzas producidos por dicha torsión del alambre dentro de la ranura de los brackets y la distancia entre dichas fuerzas (Figura 27). Este movimiento producido tras las cuplas se mide por la fórmula  $M = F \times D$ , donde M es el momento de rotación, F es la fuerza y D es la distancia. La unidad de medida del momento de torsión, que es la fuerza por distancia, se representa en gramos/mm o Newton/mm<sup>5</sup>.

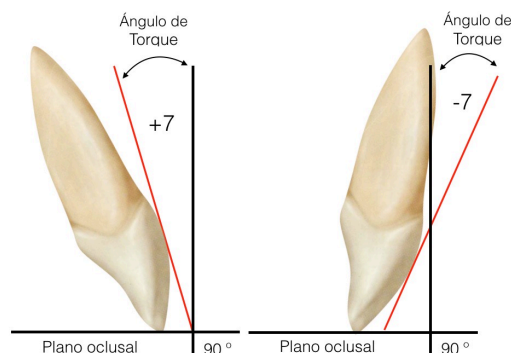


**Figura 27. El torque clínico y mecánico. A.** Torque clínico: tercera llave de Andrews. **B.** El torque mecánico: momento de torsión a partir de los pares de fuerzas generados en el interior de la ranura por un arco rectangular (Imagen de elaboración propia modifica de Andrews LF<sup>9</sup>, 1972 y tomada de Isaacson RJ, Lindauer SJ y Rubenstein LK<sup>5</sup>, 1993).

Para entender cómo se mide el torque de los dientes, es necesario conocer el **Plano de Andrews**, que no es más que la unión de todos los puntos medios de los ejes mayores (puntos LA o EM) de las coronas clínicas. Clínicamente, el torque radicular se mide por la inclinación vestibulo-lingual que realiza la corona en torno a dicho Plano de Andrews<sup>9</sup>.

La expresión coronal del torque radicular se puede medir de dos formas, tomando en cuenta el Plano de Andrews o a través del plano de oclusión. En ambos casos, se establece la relación en grados entre una línea tangente a la cara vestibular de la corona y cualquiera de los dos planos mencionados. En base a esto, y según la inclinación que se produzca en la corona del diente, el torque puede ser positivo o negativo<sup>49</sup> dependiendo de la dirección en el que se realice (Figura 28)<sup>1,9</sup>:

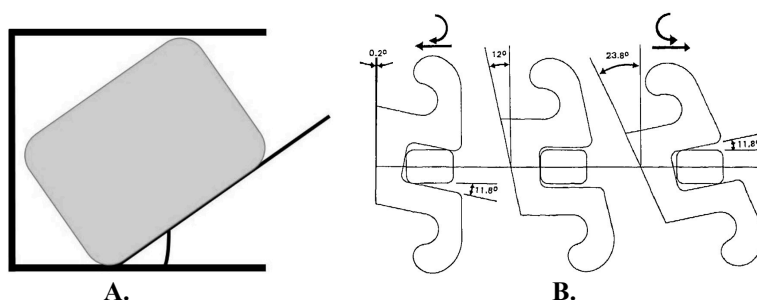
- **Torque positivo o radículo lingual:** tomando como referencia el Plano de Andrews, es cuando la tangente que intersecta la corona a nivel del punto LA tiene una inclinación desde gingival-palatino hacia incisal-vestibular o que la tangente al punto LA se encuentre por distal a la perpendicular al plano oclusal. Es decir, la corona tiene una inclinación hacia vestibular y la raíz hacia palatino.
- **Torque negativo o radículo vestibular:** se produce cuando la tangente al Plano de Andrews tiene una inclinación desde vestibular-gingival hacia incisal-lingual o que la tangente al punto EM se encuentre por mesial a la perpendicular al plano de oclusión. Es decir, la corona tiene una inclinación hacia lingual o palatino y la raíz hacia vestibular.



**Figura 28. Torque radicular palatino y Torque radicular vestibular.** **A.** Al utilizar el plano de oclusión como referencia, método más usado en la actualidad, un torque positivo se produce cuando la tangente a la cara vestibular de la corona forma un ángulo por distal a la perpendicular al plano de oclusión. **B.** De igual forma, en caso de torque negativo la tangente tendrá un ángulo por mesial o vestibular a la perpendicular al plano oclusal (Imagen de elaboración propia modificada de Andrews LF<sup>9</sup>, 1972).

El momento de torsión o de torque está definido principalmente por la prescripción en el ángulo de fabricación de las bases del bracket, así como por la angulación de los *biseles* del arco, factor a tener en cuenta en el momento de lograr el torque efectivo en cualquier prescripción de bracket.

Por otra parte, también se debe tener en cuenta *el juego de torque* que sería el giro del arco en el interior de la ranura necesario para poder iniciar los momentos de fuerza para la torsión. Se calcula mediante el ángulo de deflexión que relaciona tanto a la ranura del bracket como al alambre rectangular incorporado (Figura 29). Según la dirección del movimiento, el juego de torque se suma o se resta al torque del bracket, el prescrito.



**Figura 29. Juego de torque del arco rectangular dentro de la ranura.** **A.** Ángulo de desviación o deflexión entre el bracket y el arco, también denominado torque diferencial. Este fenómeno se basa en la tolerancia que debe de existir entre un arco y la ranura para que se pueda insertar. **B.** Acción de un arco de sección rectangular de 0,016" x 0,022" en un bracket de ranura de 0,018" con un juego de 11,8°. En movimientos de retracción la pérdida de torque puede llegar hasta 0,2° (torque ranura (12°) - torque diferencial o juego de torque (11,8°)) y, en movimientos de protrusión, el exceso de proinclinación puede llegar hasta 23,8° (torque ranura (12°) + torque diferencial (11,8°)) (Imágenes tomadas de Lombardo L et al.<sup>50</sup>, 2015 y de Creekmore TD<sup>15</sup>, 1976).

Otro factor a tener en cuenta es la *disminución de la fuerzas* descrita por Creekmore<sup>15</sup>, lo que se refiere al hecho de que a medida que el arco va recuperando su forma inicial, la deflexión del mismo es menor. La fuerza que ejerce el arco sobre los dientes es directamente proporcional a la deflexión elástica a la que es sometido con una deformación mínima, por lo que la fuerza que ejerce también es mínima, a veces incapaz de vencer la resistencia del diente al movimiento.

### **1.2.1 Tipos de torque**

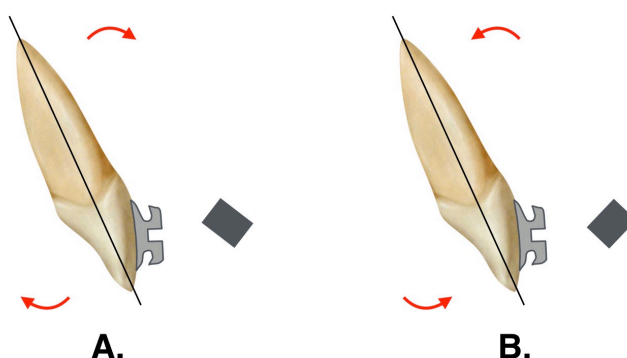
#### **1.2.1.1 Torque pasivo**

Es el momento de torsión realizado sobre un arco para mantener una posición radicular vestibulo-lingual específica que el clínico considera adecuada. El alambre rectangular entra de manera pasiva dentro de la ranura del bracket o brackets. Por tanto, el torque pasivo no produce ninguna fuerza de torsión sobre las ranuras de los brackets y es utilizado cuando no se requieren movimientos activos en sentido vestibulo-lingual de las raíces de un diente o grupo de dientes.

El torque pasivo se transcribe mediante alambres rectangulares y gruesos, por ejemplo, de calibre 0,017" x 0,025" acero inoxidable o de titanio molibdeno, que se inserta dentro de las ranuras de los brackets en forma pasiva, sin producir movimientos activos.

#### **1.2.1.2 Torque activo**

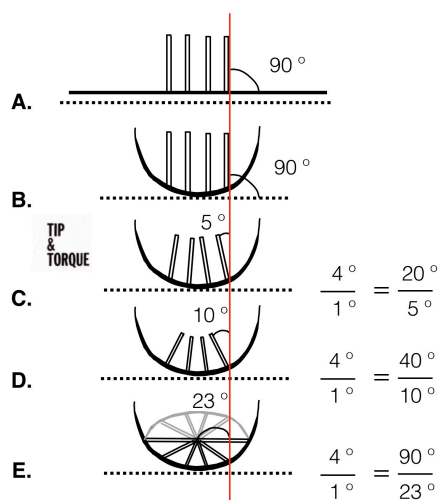
Este momento de torsión se efectúa para modificar la posición radicular de los dientes de manera que el arco rectangular entra activo dentro de la ranura del bracket (Figura 30). El arco se inserta de manera activa en la ranura y produce un movimiento radicular en el diente.



**Figura 30. Torque Activo.** A. Radículo vestibular o torque negativo y B. radículo palatino o torque positivo (Imagen de elaboración propia modificada de Andrews LF<sup>9</sup>, 1972).

Se hace mediante alambres rectangulares, gruesos, de acero inoxidable o de titanio molibdeno que se insertan con torsión, o se “torsionan” en la ranura preajustada, para producir movimientos activos en las raíces de uno o varios dientes. Se dividen en:

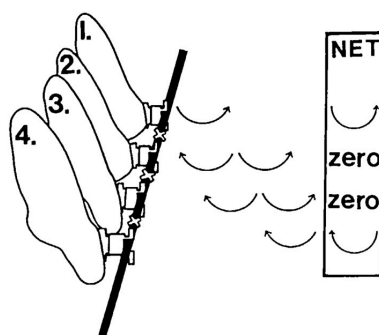
1. Torque individual: se utiliza para mover la raíz de un solo diente.
2. Torque continuo: utilizado para mover las raíces de un grupo de dientes con la misma cantidad de grados. En los dientes anteriores se produce un efecto especial llamado “wagon wheel” o “rueda de vagón”<sup>27</sup> de modo que por cada cuatro grados de torque radicular palatino se incrementa un grado la inclinación de las raíces hacia mesial (Figura 31).
3. Torque progresivo: mueve las raíces de los dientes de forma incrementada desde los caninos hasta los molares. Se hace por medio de la torsión sobre el alambre rectangular en forma de espiral con alicates planos o denominadas de Tweed.



**Figura 31. Efecto Wagon-Wheel.** A. y B. Cambios en la curva del arco generan cambios de inclinación de los incisivos. Cuatro alambres soldados sobre un arco rectangular recto representan a los 4 incisivos. C. D. y E. Cambios en la torsión anterior del arco en 20°, 40° y 90° generan cambios de inclinación radículo distal en una relación de 4° a 1° (Imagen de elaboración propia modificada de Andrews LF<sup>9</sup>, 1972).

Se deben de tener en cuenta algunas consideraciones al activar el torque:

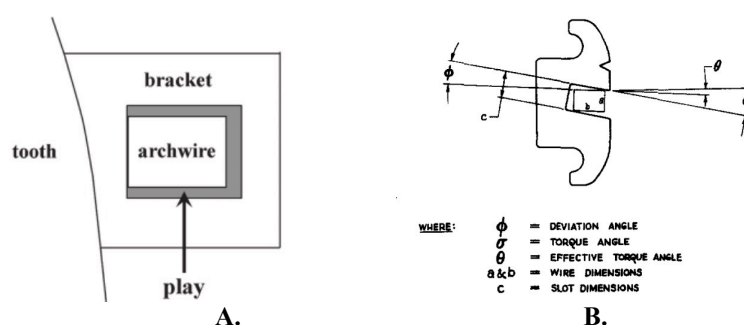
1. El torque también se produce en los dientes adyacentes al diente que se le genera torque<sup>5</sup> (Figura 32).
2. En los movimientos en masa hacia lingual o palatino, se debe aumentar el torque y en los movimientos hacia vestibular, se debe disminuir el torque.
3. Para aumentar la guía incisiva, se debe disminuir el torque incisivo y viceversa.
4. Para aumentar la guía canina, se debe disminuir el torque canino y viceversa.
5. El torque premolar y molar se ajusta según los contactos cuspídeos.



**Figura 32. Hipótesis acerca del torque progresivo anterior sobre un segmento de arco rectangular recto.** Pérdida de torque en los dientes adyacentes al diente que se le genera torque (Imagen tomada de Isaacson RJ, Lindauer SJ y Rubenstein LK<sup>5</sup>, 1993).

### 1.2.1.3 Torque diferencial

El torque diferencial o ángulo de desviación, es la cantidad de rotación en grados que el alambre tiene que dar dentro de la ranura hasta contactar sus aristas con las paredes de la misma y así poder generar el par de fuerzas que produce el torque activo. En otras palabras, sería el ángulo que se genera para alcanzar el contacto del arco con las paredes de la ranura. Obviamente, este torque es necesario para comenzar el movimiento radicular, pero no es efectivo en sí mismo sino necesario (Figura 33).



**Figura 33. Ángulo de desviación o torque diferencial. A.** Tolerancia entre el arco y la ranura. **B.** Relación del ángulo con respecto a las dimensiones de la ranura y el arco seleccionado (Imagen tomada de Dellinger EL<sup>39</sup>, 1975).

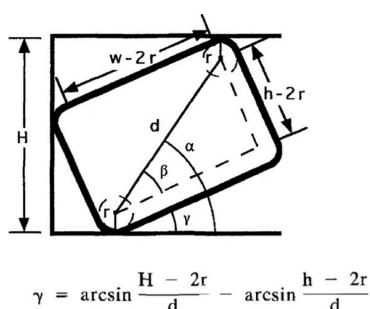
Se podría pues decir que el torque diferencial es el que se pierde o se gana (resta o suma al torque objetivo o de la prescripción) en la ranura cuando se inserta un alambre rectangular de calibre más pequeño que la misma, por lo que se necesita unos grados de torsión o giro del arco recto para alcanzar el contacto necesario y producir el torque activo<sup>51</sup>. En términos generales, se podría decir que se pierden entre 4° y 6° por cada 0,001 pulgadas de espacio libre o 0,025 milímetros. Así pues, si se le van a dar doce grados de torque radicular palatino a los incisivos centrales superiores con un alambre 0,016" x 0,022" en un bracket con ranura 0,018" x 0,025", se le debería de dar en total 24° de torque puesto que la diferencia de éste con respecto a las ranuras es 0,002 pulgadas, lo que equivale a doce grados de pérdida antes de que contacten los dos extremos de la ranura del bracket. Algunos estudios demostraron que dicho juego es de 0,001", lo que equivale a 4° de torsión, de modo que las compensaciones realizadas en el alambre podrían variar en teoría en unos  $\pm 4^\circ$ . En teoría, los brackets con ranura de 0,022" al insertar un arco de 0,021" x 0,025" tendría un juego de 3,9°.



Este ángulo de desviación fue estudiado por Dellinger<sup>39</sup> y Creekmore<sup>15</sup>, quienes determinaron que cuando se introduce un alambre de 0,017" x 0,025" acero en una ranura de 0,018" x 0,025" se perdía unos 3,4° de torque. Los resultados de este estudio fueron basados en la información de los fabricantes de los brackets. Sin embargo, Hixson<sup>52</sup> encontró un ángulo de desviación de 6,8° y sugirió que este mayor valor se debía a que los ángulos de fabricación de los alambres no son rectos, sino biselados, y que por ello siempre se requiere un torque adicional.

Sebanc et al<sup>53</sup> investigaron la importancia que tiene el bisel y la cantidad de juego de torque entre el arco y la ranura. La fabricación de alambres de distintas aleaciones presenta diferencias relacionadas con el bisel: los alambres de cromo cobalto y titanio molibdeno tienen bordes menos rectos que los de acero inoxidable. Sebanc encontró en su estudio que el torque diferencial en los brackets con ranura de 0,018" combinado con un arco de 0,017" x 0,025" acero fue de 6°, mientras que en la ranura de 0,022", cuando se insertaba un alambre 0,019" x 0,025" acero, el torque diferencial era de 10,5°. Actualmente, Lombardo et al.<sup>50</sup> han encontrado que hay una diferencia de tamaños de los arcos entre -6,47% y + 5,10% y que existe una variabilidad importante en el grado de "redondeamiento" de los biseles de los arcos lo que conlleva a un juego arco/ranura invariablemente mayor al ideal, entre 0,98° y 17,38° pudiendo llegar hasta tres veces más de lo ideal. Se puede pues decir, que este factor es un serio condicionante en la obtención del torque.

Meling y Odegaard<sup>54</sup> publicaron en 1998 una fórmula con la que se podía calcular el juego entre el arco y la ranura según la combinación que se diera entre ambos. El objetivo inicial de esta investigación fue averiguar si la altura de la ranura era tal cual acreditaban los fabricantes, observándose que era mayor, por lo que, en consecuencia, no se podía saber con precisión el juego del arco con la ranura ni el torque final real en los brackets preajustados<sup>55</sup>.



**Figura 34. Fórmula del ángulo de desviación o juego entre arco y ranura.** Fórmula para calcular cualquier combinación entre las ranuras y los arcos (Imagen tomada de Meling TR, Odegaard J y Seqner D<sup>54</sup>).

#### 1.2.1.4 Torque efectivo

En 1977, Steyn<sup>56</sup> desarrolló un método para aplicar momentos de fuerza a la raíces de los dientes anteriores en un modelo de acrílico midiendo el estrés torsional. En la actualidad, el torque efectivo real no se produce en muchos casos porque se trabaja con alambres rectangulares de menor calibre que la ranura y se pierde control en el movimiento vestibulo-lingual de las raíces. De esta forma, si podemos averiguar el juego entre la ranura y el arco, o lo que es lo mismo, el ángulo de desviación o torque diferencial, podremos calcular el torque efectivo desarrollando la siguiente fórmula:

$$\text{ÁNGULO DE TORQUE EFECTIVO} = \text{ángulo torque del bracket} \pm \text{ángulo de desviación}$$

Por lo tanto, el torque efectivo prácticamente en la mayoría de los casos sería menor al torque que encontramos en la prescripción de cada marca de bracket. Para obtener el torque nominal, o de la prescripción utilizada, debemos entonces adicionar torsión en el alambre correspondiente al ángulo de desviación.

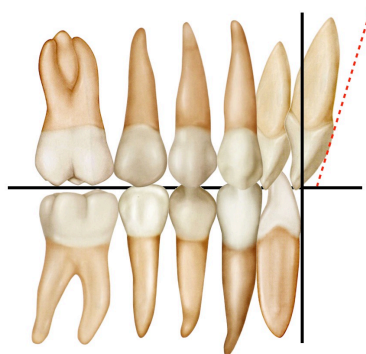
Como ejemplo, podemos decir que para generar 14° de torque radicular palatino en los incisivos centrales superiores con la ranura de 0,018" x 0,025" mediante un alambre 0,016" x 0,022" de acero, la diferencia entre el tamaño de la ranura y la sección del alambre es de 0,002" de pulgada por lo que se deberá agregar 12° más de torsión al alambre, es decir, un total de 26° (14°+12°) ya que los doce primeros grados no son efectivos hasta que el arco contacte con las paredes de la ranura y comenzar así a generar el torque efectivo, es decir, los 14° indicados. Sin embargo, para poder generar estos 14° de torque radicular palatino en los incisivos centrales superiores con la ranura de 0,022" x 0,028" mediante un arco de 0,021" x 0,025", donde la diferencia entre la ranura y el alambre es de 0,001" pulgadas, deberían añadirse 6° de torsión al alambre, es decir, un total de 20° (14°+6°) ya que los seis primeros grados no son efectivos hasta que el arco contacte con las dos paredes de la ranura y comenzar a generar el torque efectivo, es decir, 14°.

#### 1.2.2 El torque en los incisivos y la guía anterior

Estáticamente, un torque adecuado de los dientes anteriores no sólo es importante para el soporte labial, también lo es para poder obtener una relación canina y molar de Clase

I (Figura 35). La estabilidad y la correcta relación oclusal en un tratamiento de ortodoncia está condicionada a la inclinación de los sectores posterior y anteriores. Un torque no óptimo en el sector anterior puede no solo reducir el perímetro de la arcada y las necesidades de espacio<sup>57,58,59,60</sup>, sino que condicionaría la cinemática mandibular y un deficiente torque posterior condicionaría la relación cúspide-fosa<sup>61,62</sup>.

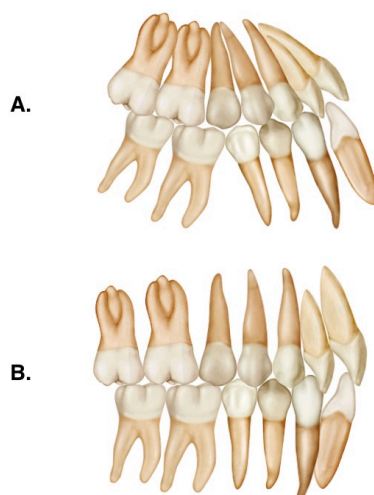
La cinemática mandibular referida es fundamental en los movimientos excéntricos y posee dos elementos fundamentales: uno posterior o la articulación temporomandibular y otro anterior, representado por los dientes anteriores o la guía anterior. Son estos últimos los que se encargan de los movimientos excéntricos tanto en los movimientos laterales como en los de protrusión dando lugar a una desoclusión posterior, conocida como oclusión orgánica o mutuamente protegida<sup>63</sup>.



**Figura 35. Torque incisivo y la guía anterior.** La falta de torque anterior conlleva a una reducción de la longitud de arcada y a una maloclusión de clase II (Imagen de elaboración propia modificada de O'Higgins EA, Kirschen RH y Lee RT<sup>57</sup>, 1999).

La guía anterior es el grupo formado por los caninos e incisivos superiores e inferiores encargados de la desoclusión anterior que, actualmente, es reconocida como la oclusión más fisiológica. De aquí, nace la importancia de la anatomía de los incisivos y su posición vestibulo-lingual. Ya desde la dentición mixta los primeros dientes en erupcionar son los incisivos lo que marca el crecimiento y desarrollo de las eminencias articulares. Estos presentan lóbulos en los bordes incisales, que se desgastarán con mayor facilidad debido a la menor cantidad de esmalte, para dejar así al grupo incisivo preparado para su función masticatoria y oclusal en la dentición adulta. De esta forma, se desarrollará el plano oclusal en el adulto donde los bordes incisales forman el límite anterior y se continua posteriormente a través de los bordes cuspídeos de caninos, premolares y molares. Dicho plano es

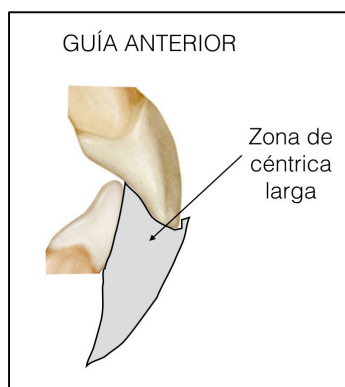
ligeramente curvo de modo que permite el máximo aprovechamiento de los contactos oclusales durante la función. Si trazáramos una línea imaginaria en una visión lateral se obtiene una línea curva que sigue el plano oclusal y que es convexa para la arcada superior y cóncava para la arcada inferior las cuales coincidirían perfectamente en oclusión. Esta curva fue descrita por Von Spee y se conoce como curva de Spee<sup>9</sup> (Figura 36).



**Figura 36. Curva de Spee.** A. Curva Spee excesivamente cóncava lo que restringe el espacio para la arcada superior. B. Curva de Spee ligeramente cóncava que permite una óptima oclusión (Imagen de elaboración propia modificada de O'Higgins EA, Kirschen RHy Lee RT<sup>57</sup>, 1999).

La guía anterior desempeña un papel principal en la función masticatoria y sus características la da su posición exacta y la relación de los dientes anteriores tanto en vertical como horizontal, es decir, el resalte y la sobremordida. Otra de las funciones principales de la dentición anterior son las acciones iniciales de la masticación mediante la incisión de los alimentos. Son durante los movimientos protrusivos, en una relación oclusal normal, cuando se producen los contactos predominantes en las áreas de fosas y bordes incisales maxilares con los bordes incisales y labiales de los incisivos mandibulares. Éstas se consideran las vertientes guías de los dientes anteriores (Figura 37). Por tanto, la inclinación de los incisivos determinará el grado de movimiento vertical de la mandíbula de manera que si, por ejemplo, hay poca sobremordida la guía vertical será escasa predisponiendo a la patología de la articulación temporomandibular. Se puede pues decir que la guía anterior influye en el movimiento mandibular y en consecuencia en la anatomía oclusal de los dientes posteriores. Si se presentase un resalte aumentado se daría un ángulo reducido de la guía anterior, un menor componente vertical del movimiento mandibular y unas cúspides posteriores más planas. Por otro lado, un aumento de la sobremordida genera un aumento del ángulo de la

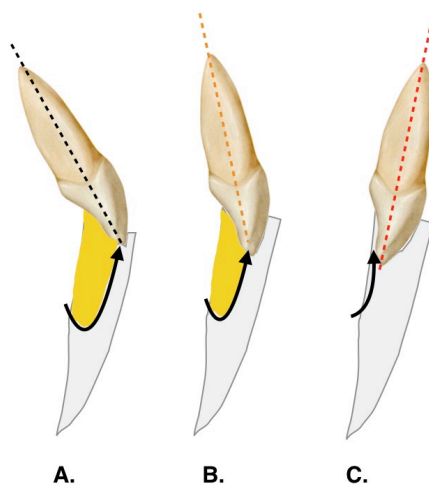
guía anterior, un mayor componente vertical del movimiento mandibular y una mayor inclinación de las cúspides posteriores<sup>64</sup>.



**Figura 37. Guía anterior y área funcional.** Área de movimiento en la guía anterior según el esquema de Posselt (Imagen de elaboración propia modificada de Lundeen HC y Gibbs CH<sup>65</sup>, 1987).

Dentro de los límites de los movimientos mandibulares se encuentra la actividad funcional. Gibbs y Lundeen<sup>65</sup> verificaron la variabilidad entre los pacientes donde se observaron los límites horizontales y verticales. Algunos individuos mastican y bruxan horizontalmente y otros lo hacen verticalmente. Los contactos dentales durante la actividad funcional se determinan en los contactos tridimensionales de los bordes incisales inferiores con la superficie de los incisivos superiores. Además, pudieron observar que durante la deglución la guía anterior se encontraba dentro del rango funcional de muchos pacientes. Cuando los incisivos se retroinclinan, el área funcional es menor y puede llevar a unas fuerzas excesivas en los mismos con los consiguientes desgastes concomitantes, fractura e incomodidad (Figura 38 )<sup>66</sup>.

Dado que los bordes incisales es un componente clave de la guía anterior y puede afectar a la dentición posterior, la posición de los incisivos, y por ende su posición radicular, es un factor clave en cualquier tratamiento de ortodoncia y/o restaurador-rehabilitador. Tanto es así, que una incorrecta guía anterior es una de las causas más importante de la inestabilidad tras el tratamiento de ortodoncia.



**Figura 38. Área funcional de la guía anterior y el torque incisivo.** Conforme se reduce el torque incisivo el área funcional disminuye (Imagen de elaboración propia modificada de Lundeen HC y Gibbs CH<sup>65</sup>, 1987).

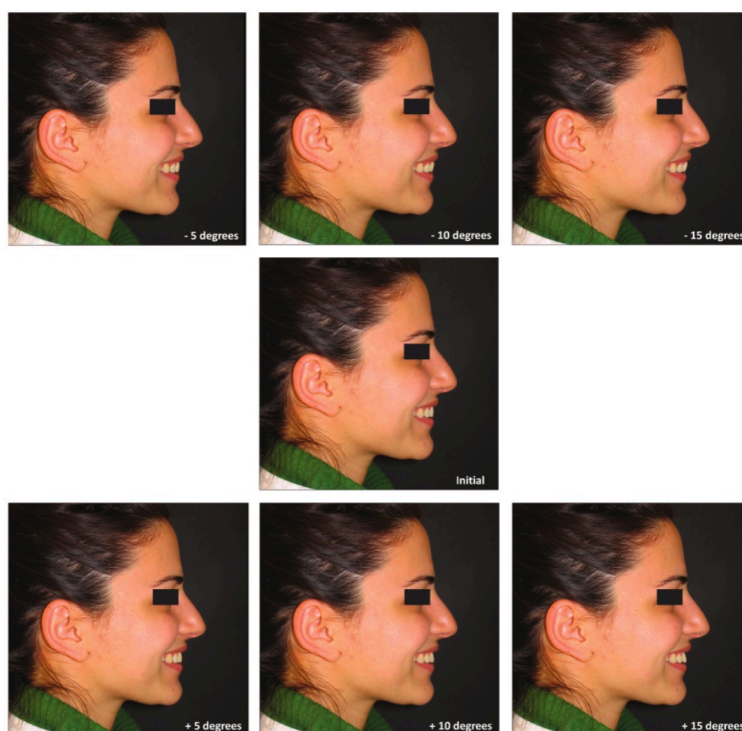
### 1.2.3 El torque y la estética de la sonrisa

El torque no solo nos permite obtener una apropiada función, sino que es también un factor clave en la estética de la sonrisa siendo habitual que los pacientes solo busquen cambios anteriores en los incisivos por razones cosméticas. De todos los factores relacionados con una sonrisa armónica, dos son fundamentales en el tratamiento de ortodoncia. El primer factor es la posición de los incisivos maxilares, y el segundo factor es la forma de arcada.

La relación existente entre los labios y los incisivos es un factor crítico, no sólo en la estabilidad del tratamiento, sino en la estética facial y de la sonrisa. Así, los incisivos son el punto de apoyo para los labios por lo que el ortodoncista puede manejar la inclinación de los mismos mediante el movimiento dentario. Por tanto, la posición definitiva de los dientes anteriores tiene una gran influencia sobre los labios y se ha demostrado una mejoría en el equilibrio facial como resultado de la intrusión de incisivos maxilares junto con una torsión adecuada de los mismos<sup>67,68</sup>.

En el plano sagital podemos valorar el grado de torsión de los incisivos y su influencia en la estética de la sonrisa. Sarver y Ackerman<sup>69,70,71</sup> definieron una clasificación actualizada del análisis facial, sonrisa y estética dental. Se basaron en las distintas dimensiones espaciales, de manera que la inclinación incisiva se encontraba mejor diagnosticada en la dimensión sagital y en la oblicua. Así, los patrones faciales de clase II o

clase III pueden mostrar una excesiva inclinación de los incisivos superiores que afectan negativamente a la sonrisa dado que tanta proinclinación redonda en un déficit de la exposición incisiva, aplanando la sonrisa y la curva de la misma (Figura 39)<sup>72</sup>. Por otro lado, clases II/2 con incisivos excesivamente retroinclinados y torques muy negativos, aumentan la exposición incisiva<sup>73,74</sup>. En la planificación del tratamiento, habrá que valorar las opciones quirúrgica y ortodóncica lo que en criterio de Yang et al.<sup>75</sup> es esencial hacerlo en el plano oblicuo, tal como dirime Sarver y Ackerman, especialmente en los tratamientos con cirugía ortognática.



**Figura 39. Importancia del torque en la estética de la sonrisa** (Imagen tomada de Ghaleb N et al.<sup>67</sup>, 2011).

Ziehmer<sup>76</sup> afirmó que en las sonrisas más atractivas, la distancia L1-NB era de 5,06 milímetros, mientras que en las sonrisas menos atractivas, esta distancia era de 3,85 milímetros. Sin embargo, encontró que esta medición lineal era un débil factor de predicción para analizar si una sonrisa era atractiva o no. En conclusión, mejorar el equilibrio facial durante la sonrisa debe ser uno de los objetivos terapéuticos que nos conducirán al éxito del tratamiento.

Kerns et al.<sup>77</sup> demostraron la importancia de la estética en el plano sagital, al evaluar la estética de la sonrisa no solo en el plano frontal sino también en el sagital. Afirmaron que

la vista frontal y de perfil de una misma sonrisa no eran evaluadas de forma similar, teniendo la vista de perfil una mayor repercusión estética tanto para los ortodoncistas como para los pacientes y el público general. Estos resultados sugieren que se deben considerar ambas perspectivas en el diagnóstico y plan de tratamiento. Además, estos mismos resultados fueron remarcados por Yang et al.<sup>75</sup> en su último y más reciente estudio, en el que concluyen que el análisis sagital y oblicuo de la sonrisa es fundamental en la evaluación estética de tratamientos ortodóncicos y quirúrgicos, y ambos planos deben ser incluidos en la rutina de análisis pre y post-tratamiento.

Cao et al.<sup>78</sup> concluyeron en su estudio que era preferible un incisivo recto o ligeramente inclinado a lingual que uno vestibularizado y, respecto a la posición anteroposterior, se prefiere un incisivo protruido antes que retruido.

En los años noventa, Mackley RJ<sup>79</sup> determinó la importancia de la torsión y protrusión del incisivo superior en la estética de la sonrisa. Apuntó además la dificultad de valoración en la fotografía de sonrisa. Sin embargo, este grado de inclinación podría afectar a la curvatura del arco dentario, afectando consecuentemente a la consonancia del arco de sonrisa. De ser cierto, podríamos determinar de manera individualizada qué grado de inclinación del incisivo superior es el más óptimo para conseguir una sonrisa lo más estética posible.

#### **1.2.4 La expresión del torque y sus mediciones cefalométricas**

Röntgen, al ver accidentalmente cómo un cartón con fluorescente resplandecía en una habitación oscura estimulado por un tubo de Crookes, descubre unos rayos capaces de atravesar tejidos opacos a la luz visible. Al desconocer su naturaleza, los llamó “rayos X” y con ello abrió una nueva dimensión en la Medicina. En el ámbito de la Ortodoncia, este descubrimiento tuvo consecuencias muy relevantes puesto que dieron pie al surgimiento de un importante método de medición ortodóncica: la radiografía cefalométrica. La cefalometría se apoyó en la craneometría y la antropología con la ventaja de que ésta permitía evaluar el crecimiento y desarrollo de un individuo al tomarle imágenes en el tiempo. Broadbent<sup>80</sup> permitió sobrepasar las limitaciones en las mediciones radiográficas gracias a su invento, el cefalostato. Con este aparato se conseguía orientar de manera muy precisa el cráneo en la toma radiográfica y en consecuencia una estandarización de las mediciones y la



metodología cefalométrica que terminó desarrollando como instrumento de investigación para su tesis sobre el crecimiento facial. Como consecuencia, desde los años treinta surgieron numerosos estudios que iban determinando medidas cefalométricas, algunas de ellas se fueron perfeccionando hasta la actualidad y otras cayeron en desuso. El valor y la interpretación clínica fue otro obstáculo que tuvo que superar la cefalometría. Gracias a Downs, Steiner, Bolton, Wylie, Reidel Sassouni, Harvold, Ricketts y un largo etcétera, en la actualidad podemos gozar de una herramienta de diagnóstico, tratamiento e investigación, tal como se ha utilizado para este estudio. Teniendo referencias anatómicas adecuadas y consolidadas acompañadas de mediciones bien conocidas en sus valores y desviaciones, el ángulo de inclinación incisiva resulta de un gran valor para extraer datos relevantes en el contraste de nuestros resultados y el uso de distintas técnicas. Ésta es la base sobre la que se asienta el presente estudio.

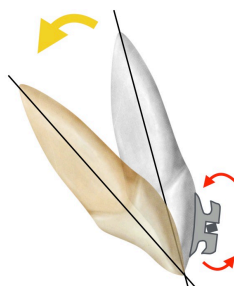
Andrews definió el ángulo de torque y los fabricantes lo miden como el ángulo que se forma entre la base de la ranura y la porción más plana de la base del bracket. Sin embargo, el método cefalométrico mide el torque a través del eje mayor de los dientes en relación a algún plano anatómico de referencia<sup>81</sup>. Es importante pues, tener en cuenta que si en un mismo diente se mide el torque de las dos formas señaladas, se obtendrán valores muy diferentes. Por ello, para poder comprender el torque que presenten los brackets de determinado sistema, es necesario conocer qué tipo de medición fue usada en la confección de éstos. Existen estudios que correlacionan ambas medidas a partir de la medición clínica del torque incisivo para poder así evitar un exceso de exposición a las radiaciones<sup>82</sup>.

El método clásico cefalométrico, mide la posición de los incisivos maxilares que pueden alcanzar su inclinación adecuada, por ejemplo, con respecto a los incisivos mandibulares o con respecto al plano palatino, al plano de la base craneal anterior (SN), al plano oclusal, al plano NA, al plano punto A-Pogonion, etc. Por otro lado, deberían posicionarse también en una situación anteroposterior y vertical favorable en relación con las estructuras faciales para favorecer una adecuada armonía facial. El torque incisivo permite además un cambio de los puntos A y B, que, a su vez, ayuda a lograr cambios faciales deseables en los pacientes. Uno de los problemas más frecuentemente encontrados, es la reducción de la diferencia entre los ángulos SNA y SNB para lo que se requiere el movimiento en masa de los dientes anteriores que no puede ser logrado si no es mediante la aplicación adecuada de la fuerza de torsión<sup>1</sup>.

### 1.3 Obtención mecánica del movimiento de torsión radicular

La torsión radicular o torque es una de las fuerzas más importante y potente en la mecánica ortodóncica, sin embargo, se necesita una técnica sistemática para alcanzar la torsión ya que se trata de un movimiento clínicamente difícil de obtener. Dado que la raíz se moverá en el mismo sentido de los pares de fuerza con un gran remodelado óseo a nivel apical, el torque demandará mayor tiempo de tratamiento.

Independientemente de la mecánica que vayamos a usar, al generar pares de fuerza de torsión en la corona clínica el centro de rotación se va a trasladar a la misma, en el punto LA, por lo que el movimiento de rotación ocurrirá en la raíz de dicha pieza dental (Figura 40) acompañado de algo de rotación de la corona debido a que el centro de rotación no estará exactamente en el borde incisal u oclusal del diente.



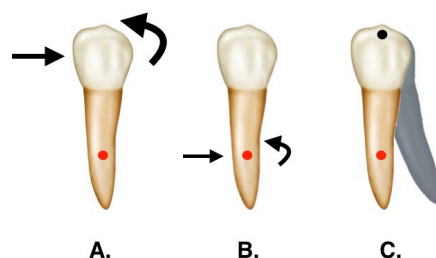
**Figura 40. Centro de rotación en el movimiento de torque** (Imagen de elaboración propia modificada de Canut J<sup>2</sup>, 1988).

El momento de torsión se ejerce alrededor del eje axial del diente y para ello el alambre rota sobre su eje mayor aunque la mayor deformación elástica ocurrirá en el perímetro del mismo<sup>83</sup>. Cuando el arco se inserta de manera forzada dentro de la ranura del bracket éste ha de tener la capacidad de almacenar y liberar energía al sufrir una deformación elástica. Por eso, dependiendo de la naturaleza del alambre, la magnitud del momento de torque es diferente cuando se utilizan alambres con distintos módulos de elasticidad o rigidez siendo mayor en alambres de acero inoxidable que en los de TMA. Así como existe una relación entre la carga y deflexión para que un arco produzca una determinada fuerza, también hay una relación entre la torsión que se le da a un arco rectangular y el torque que éste produce por unidad de activación cuando se inserta de manera forzada dentro de la ranura<sup>84</sup>. En síntesis, el momento de torque como tal es consecuencia de los pares de fuerza

que produce el arco en el interior de la ranura y se expresa cuando éste hace un esfuerzo elástico para desdoblarse.

Siempre que aplicamos fuerzas alejadas del centro de resistencia se crea un centro de rotación por lo que se acompañará de un momento de fuerza que puede ser anulado creando otro momento igual pero en sentido contrario<sup>85,86</sup>. Por tanto, variando la magnitud de la fuerza y/o la cupla se puede obtener un movimiento de inclinación o un movimiento en masa y de aquí nace lo que se conoce como la relación momento/ fuerza (M/F). Así, cuando los dientes se mueven *en masa*, la relación momento/ fuerza será de 10, es decir, que la fuerza resultante final del sistema de fuerzas creado pasaría por el centro de resistencia sin que se dé una rotación. En este caso, el centro de rotación lo situamos en el infinito. Sin embargo, durante los movimientos de inclinación incisiva la situación del centro de rotación se encuentra ligeramente apical al centro de resistencia cuando se trata de una *inclinación incontrolada*, y, cuando es *controlada*, dicho centro estaría en el ápice radicular ya que se le añade un par de fuerzas contrario al momento natural, lo que permite ubicarlo más apical. En ambos casos, la relación momento/fuerza es inferior a 10, siendo de 7 para el movimiento de inclinación controlada donde, manteniendo una fuerza constante (el denominador), se necesita reducir los momentos (el numerador) con contra-momentos.

La situación más extrema es cuando solo existen pares de fuerzas o momentos, es decir, cuando la relación momento/fuerza es mayor de 10 por lo que se producirá una rotación pura sin translación alguna. Este sería el caso del movimiento de *torsión radicular o torque*, cuya relación momento/ fuerza estaría en 13 lo que ubicaría el centro de rotación en el borde incisal u oclusal idealmente (Figura 41).



**Figura 41. Sistemas de fuerzas en la torsión radicular.** A. Al aplicar una fuerza en la corona se produce un momento de fuerza en la misma B. Sistema de fuerza aplicado a nivel del centro de resistencia. C. Traslación del centro de rotación a la corona clínica desde donde se produce el movimiento de torque (Imagen de elaboración propia modificada de Yoshikawa DK<sup>85</sup>, 1981).

Cuando se aplica una relación momento/fuerza de 13/1 sobre el bracket, el sistema de fuerza equivalente a nivel del centro de resistencia consistiría en una fuerza que mueve el diente más una ligera tendencia neta de la raíz a inclinarse en la misma dirección de la fuerza. Así, si aplicamos una fuerza de 100 gramos para mover distalmente el diente se dará una tendencia de la fuerza a inclinar la corona distalmente en unos 1.000 gramos-milímetros (en una distancia de 10 milímetros). Será entonces necesario aplicar un contramomento de 1.000 gramos-milímetros en la dirección opuesta para contrarrestar la tendencia a inclinarse completamente. Si se aplica un contramomento de 1.300 gramos-milímetros, la tendencia a inclinarse a distal será más que contrarrestada y el sistema equivalente de fuerzas en el centro de resistencia será de una fuerza distal de 100 gramos más un momento de inclinación coronal mesial de 300 gramos-milímetros. La relación M/F aplicada al bracket es de 1.300/100 o 13/1. Con esta relación 13/1, la raíz se inclinará a distal en una ratio mayor mientras que la corona se moverá mucho menos o nada. El diente parecerá que ha rotado alrededor de su corona tal como se aprecia en la figura 41.

Sintetizando, durante el movimiento de torque el centro de rotación se situará en la corona cuando la relación M/ F es de 13/1 (1.300 gramos-milímetros). A continuación, veremos la forma clásica para obtener este movimiento.

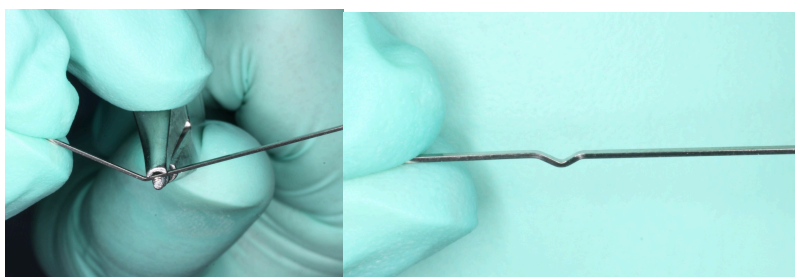
### **1.3.1 Mecanismo de torque con arco de canto**

Fue Erman Rauch<sup>1</sup> quien describió por primera de forma sistemática cómo obtener el movimiento de torque en el aparato de arco de canto. Además, definió el torque como la fuerza creada cuando el arco realiza un esfuerzo por volver a su estado previo al “retorcimiento” sufrido dentro de la ranura.

El método que Rauch<sup>1</sup> describió consistía en varios pasos. Primero, tomaba un arco que se inserta en el tubo del molar izquierdo y se guiaba en los brackets hasta la zona de caninos derecha. Ahí, con unas tijeras se iba marcando cada una de las zonas interproximales, incluyendo el área del canino derecho y premolares, y, con dos o tres marcas se debería designar el área interproximal de los incisivos centrales. Después, se contornea de manera apropiada la forma de arcada de canino a canino. En este momento es cuando, con el conformador de arco, se recomienda chequear el mismo para confirmar que no se ha

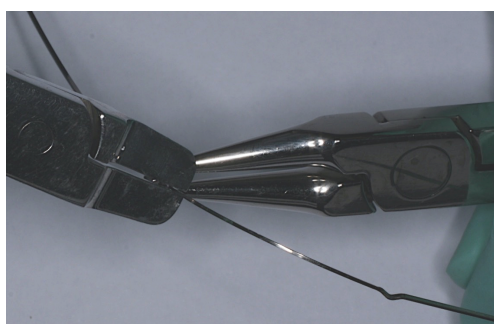
introducido algún torque adverso. Esto último, recomendaba hacerlo mejor con el alicate 442.

El siguiente paso consistía en crear una pequeña doblez en “V” en la zona interproximal entre el incisivo lateral y el canino (Figura 42). Esta pequeña “V” actuará como si fuera una “zona muerta” del arco desde la que el operador insertará un torque labial en la zona incisiva y progresivamente un torque lingual para la zona vestibular.



**Figura 42. Dobleza en “V”** (Imagen de elaboración propia modificada de Rauch ED<sup>1</sup>, 1959 ).

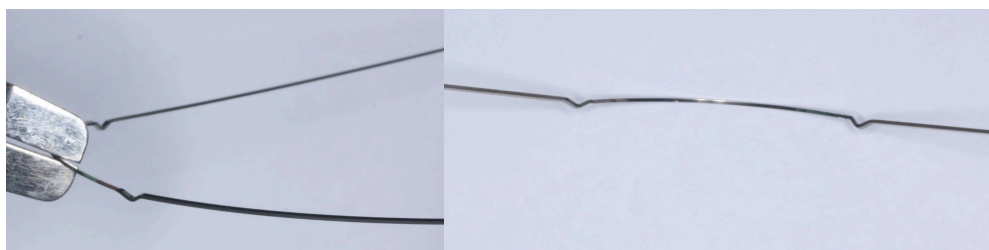
El arco se debería sujetar con un pequeño alicate de pico de pájaro número 139, o si no, con el alicate 442 justo por distal de la marca interproximal entre el incisivo lateral y el canino (Figura 43). La parte distal del arco se debería de doblar oclusalmente con los dedos y, desde la misma posición, la parte mesial se debe doblar gingivalmente. Esta doblez situará la “V” oclusalmente, dejando la marca original de la zona interproximal. Dicho procedimiento habrá que realizarlo en la zona del incisivo lateral y canino del lado derecho.



**Figura 43. Torsión del arco rectangular con alicate 442 y pico de pájaro** (Imagen de elaboración propia modificada de Rauch ED<sup>1</sup>, 1959 ).

De esta manera, mediante las dobleces en “V”, se ha establecido una zona delimitada para ejercer el torque apropiado. Los segmentos bucales quedaran paralelos entre ellos una vez que se ha insertado el torque radículo palatino de los incisivos por lo que la zona del arco que ha sido “torqueada” tendrá una curva indeseable hacia gingival.

Esta curva debe ser eliminada para que el arco se inserte de manera plana en los brackets del sector anterior (Figura 44).



**Figura 44. Eliminando la curva anterior tras el torque con alicate 442** (Imagen de elaboración propia modificada de Rauch ED<sup>1</sup>, 1959 ).

Por último, habría que insertar un torque corono-lingual en los sectores laterales (Figura 45) usando dos alicates con los que se pueden hacer una doblez en la sección de alambre que ocupa la zona de premolares y molares, desde la “V” hasta el extremo final del arco.



**Figura 45. Torque en los sectores posteriores con alicate 442 y How** (Imagen de elaboración propia modificada de Rauch ED<sup>1</sup>, 1959 ).

### 1.3.2 Mecanismo de torque convencional con arco recto

En la técnica actual de Arco Recto, la expresión del torque se consigue rellenando la ranura mediante un aumento progresivo del diámetro y la sección de los alambres a lo largo del tratamiento, hasta casi llenarla al completo con un alambre de sección rectangular de prácticamente el mismo tamaño que la ranura seleccionada (arco de máximo grosor o de trabajo).

Así como hay una proporción entre la carga y la deflexión para que un arco produzca una determinada fuerza, también hay una relación entre la torsión que se le da a un arco rectangular y el momento de torsión que éste produce por unidad de activación cuando se introduce de manera forzada dentro de la ranura. Dicho momento de torque como tal es consecuencia de la rotación que produce el alambre dentro de la ranura y se expresa cuando éste hace un esfuerzo elástico para desdoblarse. Precisamente por esto, los materiales y procesos de fabricación son de vital importancia en la expresión final del torque. Los arcos finales de trabajo deben de permitir un exhaustivo control de torque y, en este sentido, muchos autores defienden que, para permitir un cierto deslizamiento y no hacer el sistema muy rígido, la mejor combinación sería el uso de arcos de 0,019" x 0,025" acero en la ranura de 0,022" x 0,028". Sin embargo, en estas circunstancias el ángulo de desviación es alto por lo que la fidelidad al torque prescrito se reduce y se agrava más si tenemos en cuenta que los fabricantes no son exactos ya que sobredimensionan las ranuras y reducen el tamaño de los arcos en numerosas ocasiones<sup>61</sup>.

El mecanismo de torque activo mediante el uso de arcos rectangulares progresivos en los brackets de arco recto preajustado presenta las siguientes características<sup>14</sup>:

1. El torque activo induce automáticamente una reacción opuesta de torsión indeseable en los dientes adyacentes, debido a la flexión del arco de alambre. Además, cuando se utiliza un arco de alambre continuo, esta fuerza de torsión puede ser transmitido desde el segmento anterior a los molares. Tales torques "reactivos" pueden ser sólo temporal, pero suelen dar lugar a algunos movimientos de "ida y vuelta" en los ápices, y la posible pérdida de la estabilidad molar.

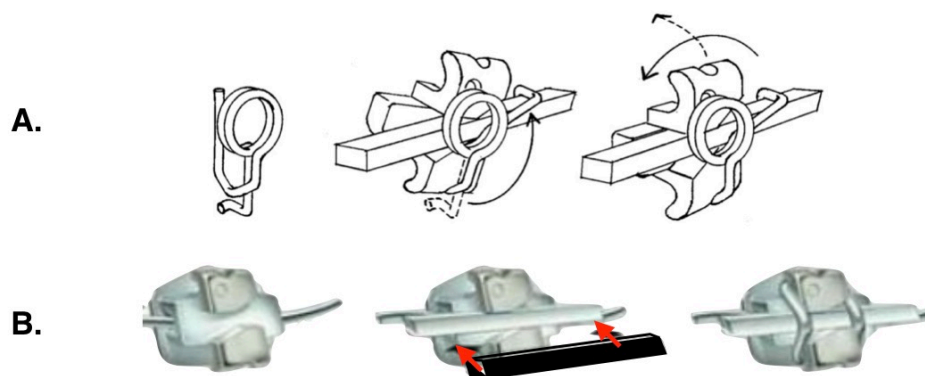
2. El uso progresivo de arcos rectangulares de acero genera fuerzas relativamente pesadas y limitadas tanto en su activación como su duración. Por tanto, la activación es necesariamente pequeña y repetida debido a la rigidez del alambre. Esto dará lugar a picos de fuerza que se disipan rápidamente. Los arcos de níquel-titanio permiten un efecto más progresivo dada su mayor flexibilidad, pero proporcionan menos control vertical y horizontal.
3. El uso progresivo de arcos rectangulares de mayor grosor dará como resultado un control progresivo del torque, pero conllevará también a un incremento de la rigidez y una reducción del control axial, así como un “freno” al deslizamiento.

Cuando la ranura se rellena completamente, teóricamente la prescripción el torque se expresará totalmente. Sin embargo, los fabricantes de la industria tienen que introducir un rango de tolerancia de trabajo entre la ranura y el arco de máximo grosor, habitualmente de 0,001 pulgada, cuestión necesaria para realizar la inserción y desinserción del arco. Tal como se ha descrito anteriormente, se ha demostrado que “una pérdida de torque” puede alcanzar 6° e incluso mucho más, sin tener en cuenta aquellos ortodoncistas que, usando la ranura de 0,022”, no llegan regularmente a sobrepasar el arco de 0,019” x 0,025” pulgadas. En cualquier caso, el juego entre el arco y la ranura da lugar a una pérdida de torque final. Es por ello que existe una práctica habitual de torsionar los arcos e incluso utilizar ranuras preajustadas sobretorqueadas para alcanzar la posición radicular final.

### **1.3.3 Mecanismo de torque con la ranura inclinada de Tip-Edge®**

El bracket de Tip-Edge®, con su ranura inclinada y de torque, planteó un nuevo concepto en el control del torque, separando la creación del movimiento de torque de la función de estabilidad del arco rectangular de acero en la fase final del tratamiento. Con este bracket, el arco rectangular no solo sirve para dar estabilidad en el anclaje vertical y sagital, sino que además actúa pasivamente como una “plataforma” en la obtención del torque final. Como ya se describiera, la función en sí misma del torque es activada por los auxiliares Side Winder o por un arco de níquel-titanio de 0,016” insertado en la ranura Plus (Figura 46). Cada diente se inclina y torsiona de manera individualizada, automática y limitada tal y como está programado en su prescripción final.



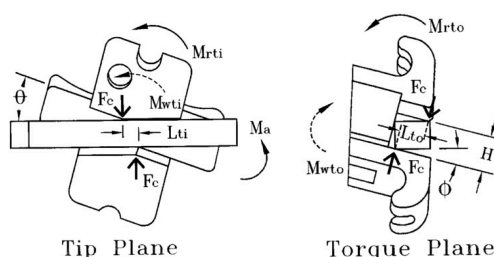


**Figura 46. Activadores de torque con el bracket de Tip-Edge®.** A. Auxiliar Side Winder con el bracket Tip-Edge® B. Arco Plus 0,016 “NiTi de enderezamiento con el bracket Tip-Edge® Plus (Imágenes tomadas de Parkhouse RC<sup>87</sup>, 2001 y Parkhouse RC<sup>45</sup>, 2007).

Esta forma de generar el torque se debe a la geometría del bracket Tip-Edge® durante la fase de enderezamiento radicular en la que se producirá el “cierre” vertical de la ranura dinámica mediante la combinación del arco rectangular de acero con cualquiera de los auxiliares (Side Winder o arco Plus). A medida que se produce el enderezamiento, el arco termina interfiriendo con la cresta central del bracket y entonces las superficies de torque de la ranura comienzan a contactar con los lados opuestos del arco rectangular, generando así los momentos de fuerza secundarios que dan la torsión radicular. Mediante el uso continuado de los Side Winder o arcos Plus, la ranura va reduciendo su dimensión de manera que el bracket va “abrazando” al arco rectangular pasivo por lo que, según Parkhouse et al.<sup>87</sup>, la expresión final del enderezamiento y el torque ocurre sin dejar tanto juego entre la ranura y el arco final de 0,021” x 0,027”. Aunque el movimiento previo de las coronas fuese con poca inclinación, la ranura del bracket Tip-Edge® aceptará fácilmente la inserción de un arco de 0,021” x 0,027” acero gracias al incremento dimensional de la ranura que, cuando menos, superará la altura del arco rectangular y en consecuencia permitirá su inserción pasiva. Por tanto, según Parkhouse, el control de torque no debería de depender en tal medida del juego arco/ranura como en la técnica de arco recto y la estabilidad vertical, sagital y el control molar, no se verá afectada por un arco activo en cada uno de sus brackets.

De acuerdo a lo descrito por Parkhouse et al.<sup>87</sup>, el momento generado por el elemento auxiliar  $M_a$  (arco Plus o Side Winder) en las últimas fases de tratamiento tendrá que superar los momentos de resistencia generados por la raíz y por el arco principal (Figura 47). Antes de que las paredes internas de la ranura de 0,022” (ranura de arco recto o torque) hagan contacto con el arco, el momento generado por el elemento auxiliar  $M_a$  que actúa sobre el

bracket y la raíz, ocasionará el enderezamiento radicular en sentido mesio-distal, con lo que será un momento radicular  $M_{rti}$ . Una vez que el arco principal se “encuentre” con el vértice o la cresta central de la ranura y comience hacerle oposición al bracket, el  $M_a$  se dividirá en dos momentos: el  $M_{rti}$  y el momento de inflexión del arco que se produce en el vértice de las dos ranuras,  $M_{wti}$ , momento generado por la rigidez del arco, impidiendo la flexión del mismo y obligando al bracket a desplazarse hasta alcanzar la ranura de 0,022”. Por tanto:  $M_a = M_{rti} + M_{wti}$ .

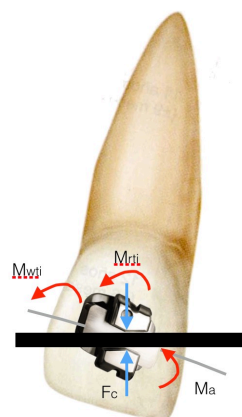


**Figura 47. Momentos de enderezamiento y torque con el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>** (Imagen tomada de Parkhouse RC<sup>87</sup>, 2001).

El momento de enderezamiento del arco,  $M_{wti}$ , aumenta cuanto mayor sea la distancia  $L_{ti}$  existente entre las fuerzas  $F_c$  ejercidas sobre el arco durante el enderezamiento del bracket. Estas fuerzas aplicadas en sentido opuesto y en diferente dirección generan, a partir de la resistencia a la torsión del arco, el momento de torque del arco  $M_{wto}$ , siendo además de la misma intensidad que el momento de enderezamiento,  $M_{wti}$ . Finalmente, se alcanzará un estado de equilibrio en el cual el momento de torque del arco  $M_{wto}$  será equilibrado por un momento opuesto y de igual intensidad ejercido por el mismo sobre la raíz,  $M_{rto}$ , a través de las superficies de la ranura de 0,022” donde se encuentra la prescripción final de torque. Por tanto,  $M_{wto} = M_{rto}$ .

Este momento  $M_{rto}$  de torque radicular, ocasionará el movimiento radicular de tercer orden y, además, permite previamente el enderezamiento de la corona en sentido mesio-distal, lo que demuestra matemáticamente que la magnitud de la resistencia del arco en el segundo orden será directamente proporcional a la magnitud presentada por la raíz en el plano del torque. De manera inherente, podemos decir que el  $M_a$  aplicado al bracket en el plano de enderezamiento es capaz de ejercer un momento secundario de la raíz en los planos del enderezamiento y torque (Figura 48). Se puede concluir que cuanto mayor sea la

necesidad de enderezamiento entre el arco y el bracket, mayor capacidad de expresión de torque debería tener.



**Figura 48. Momentos durante el torque con el bracket de Tip-Edge®.** Esquema del momento auxiliar ( $M_a$ ), momento radicular ( $M_{rti}$ ) y momento de tip del arco ( $M_{wti}$ ) (Imagen de elaboración propia modificada de Parkhouse RC<sup>87</sup>, 2001 ).

Se puede concluir que los momentos y contra-momentos en el sistema Tip-Edge® no ocurren de la misma manera que en el sistema de arco recto convencional, donde en el movimiento y desplazamiento dentario se suceden con inclinaciones y enderezamientos de pocos grados. Sin embargo, lo que sucede en la ranura de Tip-Edge® es que al aumentar a 0,028" se permite una mayor angulación coronal lo que se traduce en que en muchos casos solo ocurre una única inclinación de la corona y su posterior enderezamiento radicular en función de la situación y posición inicial.

Como ya se comentó al principio del presente trabajo, uno de los objetivos de Kesling fue intentar lograr una mejor expresión del torque superior a la conseguida en arco recto convencional. Parkhouse<sup>14</sup> describió algunos de los efectos deletéreos del arco rectangular rígido utilizado en las fases finales de la técnica de arco recto convencional, algunos de estos son las fuerzas de reacción de tercer orden en dientes adyacentes al diente donde queremos expresar el torque, provocadas por una deflexión del arco de acero. Además, las fuerzas del arco rectangular para expresar el torque son de mucha intensidad, pero de corta duración por lo que una solución sería utilizar arcos de níquel-titanio, más flexibles para la expresión del torque, lo que aporta muy poco control horizontal y vertical. Otras posibles soluciones serían aumentar la sección de los arcos rectangulares de forma progresiva, lo que aumentaría

considerablemente el tiempo de tratamiento, hacer dobleces en el arco o modificar la prescripción del bracket seleccionado.

Según Parkhouse las ventajas del sistema de torque de Tip-Edge<sup>®</sup> se resumen en:

1. Torque independiente. Dado que los resortes de Side Winder actúan de manera individualizada sin causar ningún tipo de deformación en el arco de acero pasivo, los torques “reactivos” en los dientes adyacentes se encuentran ausentes.
2. Fuerzas ligeras. Los elementos auxiliares son previsiblemente menos potentes a la hora de generar un sistema de fuerzas como los arcos de acero activos en la técnica de arco recto convencional.
3. Intervalo de activación largo. Normalmente, los Side Winder no son necesarios reactivar, aunque en ocasiones al finalizar el tratamiento se requiere una activación para conseguir el torque preciso de la prescripción.
4. Uso de un único arco de acero para la obtención del torque.
5. No existe la “pérdida de torque” ya que el mecanismo de obtención del mismo consiste en el “cierre” de la ranura “acoplándose” el bracket sobre el arco, consiguiendo de esta manera la prescripción sin necesidades de compensar el arco con dobleces.

### **1.3.4 Otros sistemas en la obtención del torque**

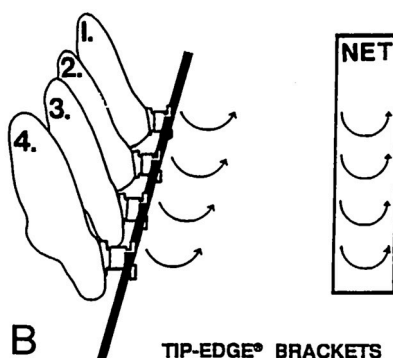
#### **1.3.4.1 Modificaciones en los arcos**

Isaacson et al.<sup>5,88</sup> realizaron un estudio acerca del control de torque en los incisivos y los momentos que se producían. Según éstos, la biomecánica establece que los dos mecanismos de torque se generan a partir de estos principios básicos: el torque por un momento de una cupla o el torque mediante el momento de una fuerza.

En este trabajo, Isaacson<sup>5</sup> formuló una hipótesis donde plantearon que si teníamos cuatro dientes en línea con los brackets colocados equidistantes y unidos por un alambre rectangular recto con torque radículo-lingual progresivo para mover las raíces en la misma dirección, sólo las raíces de los dientes de los extremos experimentarían torque en direcciones

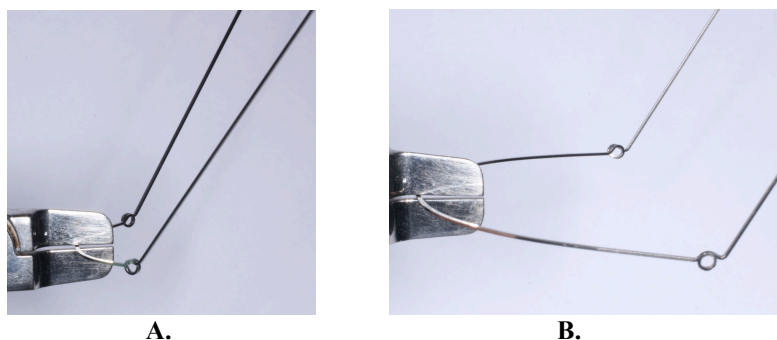
opuestas. Los dientes intermedios no registrarían ningún movimiento debido a que a ese nivel los momentos se neutralizarían.

Sin embargo, Kesling<sup>13</sup> apuntó que esto no ocurría con el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> precisamente porque el torque era individual y el arco no era un elemento activo, por tanto, no se convertía en un vehículo por el que se disipaba el torque entre los dientes (Figura 49).



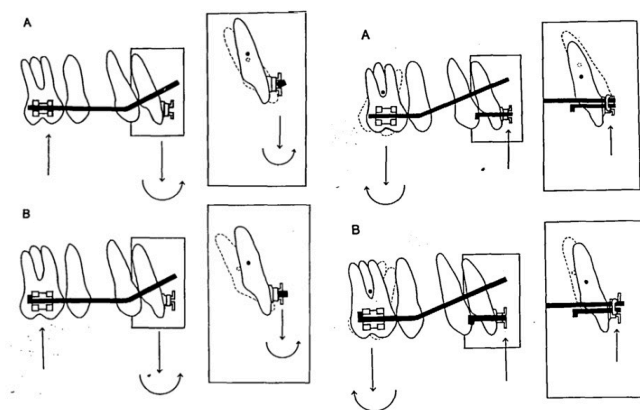
**Figura 49. Hipótesis acerca del torque progresivo anterior sobre un segmento de arco rectangular recto.** La pérdida de torque en los dientes adyacentes no ocurre según Kesling con el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> ya que el arco es un elemento pasivo que no transmite las torsiones entre los dientes (Imagen tomada de Kesling PC<sup>13</sup>, 1993).

Para analizar los *momentos de cupla* diseñaron un arco de acero de 0,016" x 0,022" con unos loops entre incisivos laterales y caninos, realizando una doblez de inclinación mesial por delante de éstos y sin ligarlo a los caninos ni premolares (Figura 50). A este arco lo llamaron *arco de torque*. Para analizar los *momentos de fuerza*, utilizaron el mismo diseño del arco de torque, pero con la variante de que los loops se ubicaron a mesial de los primeros molares y con una doblez de tip-back o inclinación corono-distal. A este arco lo llamaron *arco de base* (Figura 51).



**Figura 50. Momentos de cupla y fuerzas con arcos de torque y base A. Arco de torque que generan momentos de cupla B. Arco de base que generan momentos de fuerzas** (Imagen de elaboración propia modificada de Isaacson RJ Lindauer SJ y Rubenstein LK<sup>5</sup>, 1993).

Entre ambos modelos, se observó un mayor control del torque de incisivos en los momentos de la cupla, es decir, con el arco de torque. Con este diseño se produce una cupla de magnitud considerable en los incisivos, creando un momento de inclinación vestibular de la corona y otro momento de inclinación palatina de las raíces, alrededor del centro de resistencia, independientemente de la posición de la cupla. Las fuerzas de equilibrio producidas por esta cupla son extrusivas en los incisivos e intrusivas en los primeros molares. Clínicamente se observó un cierto aumento del resalte debido a la ligera inclinación hacia vestibular de la corona durante el torque y, por ende, se produce un ligero aumento en el perímetro del arco (Figura 51).

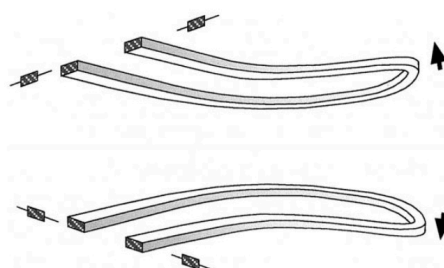


**Figura 51. Efectos del arco de torque y de base. A.** No cinchado, por tanto se dan vestibulización incisiva y **B.** Cinchado y mayor movimiento radicular (Imagen tomada de Isaacson RJ Lindauer SJ y Rubenstein LK<sup>5</sup>, 1993).

Cuando en esta misma situación, el arco es cinchado distal al primer molar, se restringe el movimiento de la corona de los incisivos y por ende se obtiene un cambio de posición del centro de rotación y un mayor desplazamiento radicular. Debido a esta restricción en el desplazamiento de la corona de los incisivos, no se producen cambios en el perímetro de arcada. En estas circunstancias, la corona del primer molar tenderá a inclinarse hacia mesial ya que se le transmite una fuerza mesial que pasa oclusal a su centro de resistencia (efecto “rowboat” o remo). Esta fuerza sobre los molares puede ocasionar una pérdida de anclaje dependiendo de la inclinación previa de éstos y se puede anular agregándole una doblez de tip-back por mesial, creando así un arco de doble cupla. Esta doblez crea otro momento en la misma dirección del momento que se produce en los incisivos, por lo que se equilibran las fuerzas horizontales, sin embargo, se incrementa la

fuerza vertical a nivel de los incisivos, lo que produce, además del torque, una ligera extrusión de éstos<sup>5</sup>.

McLaughlin y Bennet<sup>6</sup>, entre muchos otros, abogaron por el uso de arcos rectos de acero sobre los que se conformaban una curva de Spee o curva reversa (Figura 52). El objetivo no solo era favorecer la corrección de dicha curva sino prevenir la pérdida de torque, así como favorecer una sobrecorrección en los casos de sobremordidas. Sin embargo, Sifakakis et al.<sup>89</sup> demostraron que este tipo de mecánicas podía exceder el nivel de fuerzas necesarios para la intrusión final.



**Figura 52. Arcos con curva de Spee** (Imagen tomada de McLaughlin RP y Bennet JC<sup>6</sup>, 2003).

#### 1.3.4.2 Modificaciones en los brackets: prescripción variable

Como ya se explicó anteriormente, Angle defendió que los brackets deberían soldarse sobre la banda con una cierta angulación determinada evitando introducir dobleces de tip-back en los arcos. Holdaway<sup>26</sup> propuso sobreinclinarse los brackets adyacentes a los espacios de extracción, Jaraback<sup>26</sup> recomendó incorporar la angulación a la ranura del bracket, y Stifter<sup>90</sup> patentó un bracket con varias combinaciones de primer orden (*in & out*), angulación e inclinación. En base a esta línea de pensamiento, Andrews<sup>27</sup> desarrolló la primera aparatología totalmente preajustada de arco recto con una única prescripción, aunque la experiencia clínica no tardó en hacerle recomendar tres prescripciones en los brackets de incisivos con diversos grados de torque: este fue el origen de la prescripción variable. Años después, Roth<sup>41</sup> realizó modificaciones en la prescripción con el objeto de eliminar el manejo de un gran inventario de brackets, creando un único sistema con el que se podrían tratar todos los casos, con y sin extracciones. Más tarde, la técnica MBT<sup>6</sup>

incorporó tres valores diferentes de torque para los caninos superiores ( $-7$ ,  $0$  y  $+7^\circ$ ) y tres para los inferiores ( $-6$ ,  $0$  y  $+6^\circ$ ) según la maloclusión.

Así, la aparatología preajustada se llegó a presentar con distintas prescripciones de acuerdo a quien la desarrollase: Ricketts, Alexander, Hilgers, Roth, MBT, etc. La mayoría presentaban pequeñas variaciones en los valores de los torques de incisivos y caninos, aunque se trataban de prescripciones utilizadas para todos los pacientes, independientemente de la maloclusión o la posición dental original. Sin embargo, las maloclusiones dentales tienen demasiadas variaciones como para ubicarlas en una sola prescripción por lo que clásicamente lo que se ha hecho es la elección de una prescripción u otra según la maloclusión<sup>7,91</sup>.

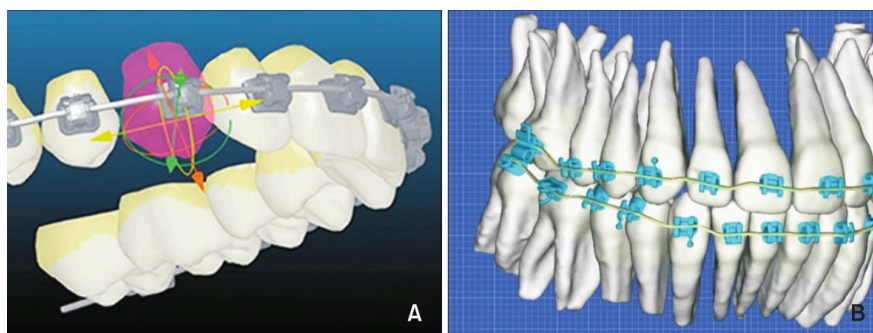
En la actualidad, los fabricantes de bracket de autoligado pasivo son pioneros en ofrecer un inventariado con diferentes prescripción de torques, dato significativo si atendemos a los numerosos estudios<sup>92,93</sup> que acreditan que el torque diferencial necesario en estos aparatos es mayor que en cualquier otro, por lo que su debilidad principal es la expresión del torque. Con estos sistemas de prescripción variable, la selección de los torques es un objetivo principal en el diagnóstico y planificación de los tratamientos. Una adecuada selección inicial del torque no solo ayudará a las deficiencias en la expresión del torque como consecuencia de la baja fricción, sino que se convierte en un claro intento de reducir los tiempos de tratamientos. Podríamos resumir que la clave en los propósitos de la prescripción variable es la selección del torque de cada diente de manera individualizada en función de su posición inicial, la mecánica ortodóncica y el torque final que queremos lograr. Sin embargo, en un estudio reciente de Mavreas et al.<sup>94</sup> se concluye que no existen unas reglas claras y un criterio uniforme en la elección del torque y que tienen más importancia las imágenes fotográficas extraorales que las telerradiografías a la hora de seleccionarlos.

A día de hoy, existen sistemas computarizados que diseñan aparatología ortodóncica de manera individualizada. Entre las numerosas ventajas que ofrece este tipo de tratamientos individualizados para los pacientes y ortodoncistas, se encuentran la reducción de tiempo de tratamiento, mejor predictibilidad, un trabajo menos laborioso y una previsión de los resultados desde el inicio que permite una mejor comunicación con el paciente. Insignia<sup>®95,96,97</sup> es un sistema capaz de fabricar un bracket de manera individualizada mediante cortes de precisión en sus ranuras y bases en función de la situación anatómica de



cada diente. Además, el sistema puede compensar los grados de torque perdidos con el ángulo de desviación o juego de arco/ranura y fabricar arcos a medida para un mejor acabado<sup>98</sup>. Todo ello se transfiere de manera precisa mediante el cementado indirecto con cubetas y jigs (guías) individualizadas para cada diente. Otro sistema muy utilizado para los mismos fines sería SureSmile<sup>®99</sup>. Sin embargo, cuando estos sistemas son sometidos a estudios científicos, los resultados no parecen ser tan eficientes.

En 2010, Saxe et al.<sup>100</sup> encontraron que efectivamente los tiempos de tratamiento se reducían con estos sistemas, pero cuando lo analizaron mediante el formato de evaluación de la ABO (American Board of Orthodontics), resultó que la terminación de los casos con SureSmile<sup>®</sup>, en comparación con el método tradicional, tenían una media más baja en la puntuación. Además, Alford et al.<sup>101</sup>, siguiendo la misma metodología, concluyeron que en casos de mayor dificultad SureSmile<sup>®</sup> era menos efectivo, especialmente en el paralelismo radicular. En otro estudio realizado por Larson et al.<sup>102</sup> encontraron que la efectividad con SureSmile<sup>®</sup> para predecir el movimiento dental deseado estaba condicionado al tipo de diente y la dimensión del movimiento. Recientemente, en el año 2016, Aldress et al.<sup>103</sup> publicaron una revisión sistemática acerca de los sistemas computarizados, Insignia<sup>®</sup> y SureSmile<sup>®</sup>, y los aparatos de vibración en la eficacia de los tratamientos en comparación con los convencionales (Figura 53). Concluyeron que la eficacia del sistema Insignia<sup>®</sup> no se puede avalar con las publicaciones a día de hoy y que SureSmile<sup>®</sup>, en casos sencillos, sí que reducen el tiempo de tratamiento. Respecto a los dispositivos de vibración, no se ha podido todavía confirmar su eficacia pero sí en el caso de los arcos fabricados por medios computarizados<sup>104</sup> (B.A.S. o Bending Art System) que suelen acompañar al uso de estos sistemas.



**Figura 53. Imágenes del software con sistemas computarizados. A. El sistema Insignia<sup>®</sup> y B. Sistema SureSmile<sup>®</sup>** (Imagen tomada de Aldrees AM et al.<sup>103</sup>, 2016).

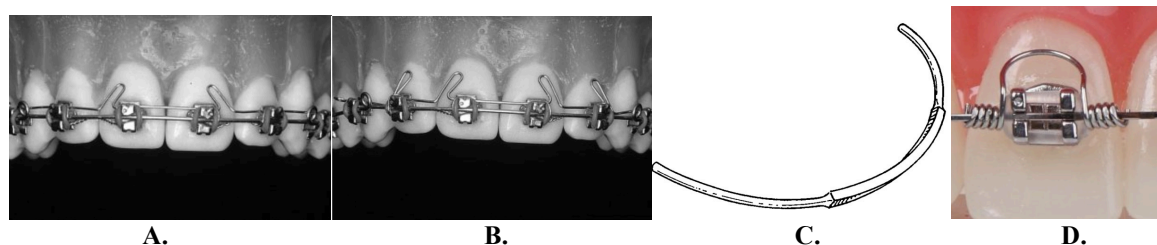
### 1.3.5 Auxiliares de torque en Ortodoncia

Con la técnica de Begg, el abanico de posibilidades mecánicas de obtención de torque se abrió fuera del método clásico de ir rellenando la ranura con arcos cada vez más gruesos. En definitiva, Begg buscaba una mecánica fuera de la ranura y en 1956 propuso el uso de alambres redondos auxiliares mediante loops verticales o “espolones” (spurs) como método para obtener el movimiento de torsión radicular. Después de eso, se desarrollaron varios tipos de auxiliares<sup>105</sup>, además de los espolones, como los de Kichton, o los de “caja”, todos ellos se colocaban por debajo del arco principal o lo que se conocía como “piggy back”.

Muchos<sup>106,107</sup> son los que abogan por este método como un mecanismo superior ya que las fuerzas utilizadas son de menor magnitud y capaces de actuar de manera más continuada y en un rango más amplio que el tradicional arco rectangular con arco de canto o recto. En 1968, Blodgett y Andreasen<sup>108</sup> realizaron un estudio comparativo entre la eficacia de estos auxiliares y el mecanismo de relleno ranura/arco sobre los incisivos. Los resultados obtenidos en su muestra fueron mejores para los auxiliares redondos, de media 0, 446° más de torque en diez semanas, sin embargo, no fue estadísticamente significativo. Con todo y con ello, los autores enumeran varias ventajas clínicas como que no hay torque reactivo en dientes adyacentes, se pueden usar de manera individual y desde el inicio del tratamiento y el hecho de que los pacientes refieren menos dolor en comparación al torque con arcos rectangulares, en su criterio porque liberan menos fuerzas. Mitchell y Kinder<sup>109</sup> realizaron otro estudio comparativo en incisivos con dos tipos diferentes de auxiliares de torque, el 4 spurs o espolones frente a los auxiliares con elásticos “en caja”, donde encontraron que en diez semanas se generaba de media 11° de torque.

Kesling<sup>110</sup> desarrolló, pensando en el concepto de los auxiliares de torque, un auxiliar que trabajaba en un plano profundo de una ranura especial en la que se podía insertar dos arcos, un principal y otro seccional al que denominó la barra de torque. Ésta era de sección rectangular (0,022” x 0,018”) de níquel-titanio y presentaba en el centro un giro de 20° o 30° que permitía el movimiento de torque añadido a la vez que se anclaba en el arco principal, el cual se insertaba por encima (Figura 54). Este sistema daba más estética e higiene que los auxiliares convencionales, sin embargo, eran menos efectivos. Un estudio más reciente (2010) de Pancherz et al.<sup>8</sup> compararon varios auxiliares de torque en el bracket de Tip-Edge®: el 4 spurs, el 2 spurs, el torque recíproco entre incisivos y las barras de níquel-titanio

de 20° y 30°. Los resultados dieron como menos eficientes las barras de torque y el 4 spurs, mientras que el 2 spurs y el torque recíproco eran los más eficientes y los auxiliares de elección.



**Figura 54. Auxiliares de torques.** Figura A. y B. Auxiliares de 2 y 4 espolones o spurs C. Barra de torque diseñada por Kesling D. Warren-Spring, auxiliar individual usado clásicamente en la técnica de Arco Recto (Imágenes tomadas de Pancherz H, Löffler A y Obijou C<sup>8</sup>, 2001, Kesling CK<sup>110</sup>, 1999 y de base de dato de clínica de ortodoncia privada).

Las indicaciones más frecuentes de este tipo de auxiliares han sido en los tratamientos de clase II donde la mecánica de retrusión incisiva exige un control de torque severo o, en el caso de las clases II/2, una recuperación importante del mismo. Tanto es así, que este tipo de mecánica de torque ha sido utilizada en combinación con aparatología ortopédica de clase II como puede ser en el uso del Twin-Block<sup>111</sup> o el Teuscher<sup>112</sup> donde obviamente no se puede usar la mecánica intraranura. Sin duda, su eficacia es tan reconocida que se diseñó un auxiliar de estas características para el uso con la técnica de arco recto, lo que se conocen como auxiliares de Warren-Spring<sup>113,114</sup>. Éstos se componen de un arco en forma de “U” cuyos extremos presentan unos loops cerrados cuya luz es del diámetro ligeramente mayor a la sección del arco rectangular que se vaya a utilizar.

Otras numerosas mecánicas para auxiliar el torque se han ingeniado, desde seccionales anclados en barras palatinas<sup>115</sup> o en retenedores fijos<sup>116</sup> tras el tratamiento, hasta seccionales mediante el uso de microtornillos<sup>117</sup>. Éstos sí que han sido fundamentales en los casos de extracciones y retrusión del frente anterior donde se da un importante movimiento de inclinación con pérdida de torque. El hecho de poder traccionar con microtornillos desde una distancia más alta a la mecánica arco/bracket se ha demostrado ser más eficiente a la hora de preservar el torque<sup>118</sup>.

#### 1.4 Análisis biomecánico del momento de torsión en el frente anterior: diferencias en los casos de extracciones y no extracciones

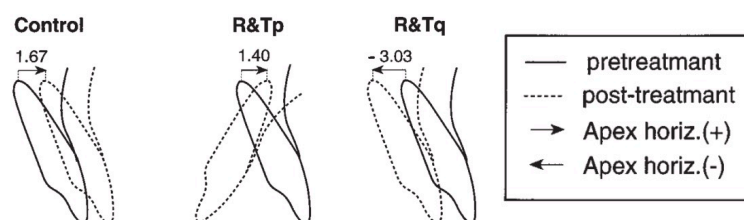
En un tratamiento ortodóncico con extracciones, no sólo es importante cerrar completamente los espacios, requiere además de un importante control de la posición de las raíces y coronas, especialmente de los dientes anteriores, para poder obtener una óptima estética, una oclusión funcional, con fuerzas que se dirijan a lo largo del eje de los dientes, garantizando la salud periodontal y la estabilidad de los resultados<sup>5,119</sup>.

Durante la retracción de los dientes anteriores el torque que generalmente se desea obtener es radicular lingual, tanto para contrarrestar la inclinación lingual de la corona que se tiende a producir durante estas mecánicas, como para mejorar la inclinación del eje de los incisivos. La retracción de los dientes anteriores en los casos de extracciones se puede realizar en uno o dos pasos, es decir, distalar primero los caninos y luego retraer los incisivos o retraer los seis dientes anteriores en masa. La elección de una u otra técnica va a depender de muchos factores: anclaje, perfil del paciente, resalte, etc. La clave fundamental para el éxito es que los dientes anteriores se deben retraer con una inclinación y torque adecuados, donde no se comprometa la salud periodontal del paciente, la oclusión, ni la estética<sup>20</sup>.

Las mecánicas de retracción pueden ser divididas en dos grandes categorías: *mecánicas de deslizamiento* y *mecánica con asas de cierre*. Las primeras son aquellas donde el diente se desliza a través del arco, por eso son llamadas mecánicas de deslizamiento, mientras que las segundas, son aquellas donde el diente se mueve en conjunto con el alambre sin que haya deslizamiento. Algunos autores refieren que esta última ofrece mayor control durante el movimiento dentario

Vardimon et al.<sup>120</sup> realizaron un trabajo con 40 pacientes de Clase II con la finalidad de comprobar si existía una relación 1:1 entre el movimiento dentario durante la retrusión y el remodelado óseo, es decir si el hueso se remodelaba a la misma velocidad con la que se producía el movimiento dentario en la retracción. Este estudio se llevó a cabo con 40 sujetos (14 varones y 17 hembras) con una edad promedio de 12,3 años y todos ellos presentaban maloclusiones Clase II división 1 y un resalte mayor de siete milímetros. La muestra se dividió en 3 grupos: un grupo de retracción con inclinación (13 sujetos), un segundo grupo de retracción con torque (18 sujetos) y un tercer grupo control (9 sujetos). Se realizaron

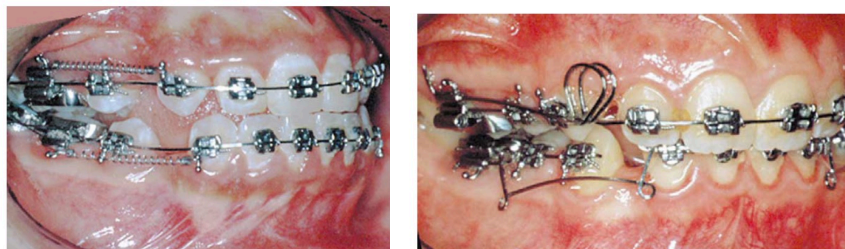
cefalometrías pre y post-tratamiento en un intervalo de dos años y se evaluó a través de superposiciones cefalométricas los cambios en la región vestibular de los maxilares tomando como referencia el plano S-N. Se observó que en ambos tipos de retracción los tercios apicales radiculares se aproximaron a la cortical vestibular del maxilar, siendo considerablemente mayor en la retracción con inclinación. Esto significa que aún con la mecánica de retracción y torque existe cierto componente de inclinación lingual y pérdida de torque. A pesar de ello no se observaron fenestraciones, debido al remodelado óseo que acompañó a este movimiento. La velocidad del remodelado óseo es más equilibrada en la retracción con inclinación que con torque. En la **retracción con torque** la relación remodelado óseo/movimiento dentario fue de 1:2,35 lo que significa que si el ápice radicular del incisivo maxilar se desplazaba 5 mm hacia atrás, el punto A se desplazaba 2 mm en la misma dirección aunque la porción más coronal de la raíz podía contactar con la cortical palatina. Por otro lado, en la **retracción con inclinación** la relación remodelado óseo/movimiento dentario fue de 1:2, es decir que, si el ápice radicular del incisivo central superior se desplazaba 3 mm hacia adelante, el punto A se desplazaría 1,5 mm en la misma dirección, es decir, la mitad (Figura 55). En conclusión, la relación ideal del remodelado óseo/ movimiento dental durante la retracción incisiva era de 1:2.



**Figura 55. Cambios horizontales en el ápice radicular durante la retracción.** Superposición en el plano SN sobre Sella en los tres grupos: control, grupo retracción con inclinación y el grupo retracción con torque (Imagen tomada de Vardimon et al.<sup>120</sup>, 1998).

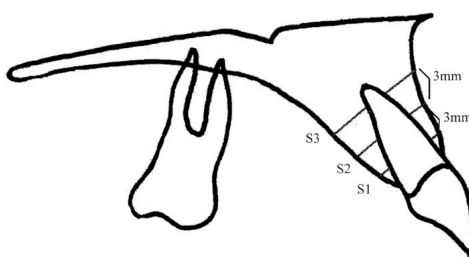
Un estudio similar fue el realizado por Sarikaya et al.<sup>121</sup> cuyo objetivo era evaluar los cambios en el grosor del hueso alveolar que se producen como consecuencia de la retracción de los dientes anteriores. Se examinaron 19 pacientes con una edad promedio de 14 años y protrusión dentoalveolar bimaxilar, leve apiñamiento anterior y perfil facial convexo. La retracción se realizó en dos pasos, primero se distalaron los caninos mediante resortes de níquel-titanio y, tras de consolidar los caninos en clase I, se procedió a retraer los incisivos con un arco de retracción en acero de 0,016" x 0,022" mediante asas y los incisivos inferiores con un arco utilitario de retracción de cromo-cobalto de 0,016" x 0,016". Ambos

arcos tenían dobleces de tip-back o inclinación distal para generar un componente intrusivo que compensase el efecto de extrusión durante la retracción (Figura 56).



**Figura 56. Distalización de caninos con arcos de retracción superior e inferior. A.** Cierre con muelles de níquel-titanio **B.** Cierre con arcos de asas y utilitario (Imagen tomada de Sarikaya et al.<sup>121</sup>, 2002).

Se tomaron registros radiográficos (ortopantomografía, telerradiografía y periapical) y tomografías computarizadas con cortes de 1,5 mm de espesor a nivel de los incisivos superiores e inferiores. Estos registros fueron tomados antes del tratamiento y tres meses después de terminar la retracción de los incisivos. En las telerradiografías se realizaron mediciones para evaluar tres aspectos fundamentales: cambios en el grosor del hueso alveolar y cambios horizontales/verticales en los incisivos para determinar a expensas de qué tipo de movimiento se producía la retracción. Para medir los cambios en el grosor de las tablas vestibulares y palatinas del hueso alveolar se realizaron mediciones en tres planos: a nivel de la cresta alveolar; en la mitad de la raíz; a nivel apical (Figura 57).



**Figura 57. Localización de las medidas para evaluar el grosor del hueso alveolar** (Imagen tomada de Sarikaya et al.<sup>121</sup>, 2002).

Los resultados de este estudio demostraron que la retracción incisiva se realizó a expensas de un movimiento de inclinación controlada sin observarse cambios verticales, pero sí encontraron cambios en el grosor del hueso alveolar. Se dio una significativa disminución en el grosor de las tablas linguales y palatinas del hueso alveolar mientras que las tablas vestibulares presentaron cambios en la región cervical de los incisivos inferiores.

Algunos pacientes presentaron dehiscencias óseas que sólo pudieron ser observadas en las tomografías post tratamiento. Estos efectos iatrogénicos se produjeron en aquellos casos en los que los dientes fueron movidos contra la cortical ósea y pese a que se podría producir cierta osteogénesis en el periodo de retención, no sería suficiente para cubrir las raíces, lo que se traduce en pérdida de soporte óseo lingual.

En palabras de los autores, es de suma importancia que, durante las evaluaciones iniciales en la telerradiografía lateral, aparte de las mediciones cefalométricas, también se observe el grosor del tejido esponjoso de las tablas palatinas o linguales alveolares de los incisivos y se correlacione con la cantidad de retracción necesaria para lograr los objetivos estéticos y funcionales del tratamiento. Si se determinase que la cantidad de retracción necesaria es mayor que el grosor de las tablas linguales o palatinas, se recomienda planificar el tratamiento desde una perspectiva ortodóncica-quirúrgica ya que la retracción podría ocasionar una pérdida de soporte óseo lingual a los incisivos. Otra opción podría ser, aplicar fuerzas muy suaves con activaciones más espaciadas en el tiempo, para así facilitar al hueso alveolar una mejor adaptación al movimiento dental de manera preventiva.

### **1.5 Factores condicionantes en la expresión clínica del torque**

En general, la torsión efectiva aplicada a un diente depende de varios factores. Se pueden clasificar de manera resumida en:

#### **1.5.1 Factores asociados a los materiales y proceso de fabricación**

Fundamentalmente, son:

1. la composición del alambre y su rigidez frente a la torsión<sup>61,122</sup>.
2. la aleación con que se hace la bracket y su diseño<sup>55</sup>.
3. los posibles defectos de fabricación en la ranura y sus dimensiones<sup>123</sup>.
4. La tolerancia debido a la diferencia de tamaño del arco y la ranura en su fabricación<sup>124</sup>.
5. el biselado de los cantos de los alambres<sup>52,53</sup>.
6. la angulación del bracket<sup>125</sup>.
7. el método de ligado<sup>126</sup> y, aunque muy discutido, si es autoligable o no<sup>127</sup>.

### 1.5.2 Factores asociados con el cementado y la anatomía

Pueden ser:

1. errores en la colocación del bracket, especialmente la altura donde se adhieren<sup>128,129</sup>.
2. irregularidades en la morfología del diente: variaciones en la convexidad de las caras vestibulares y la morfología o tamaño de la corona<sup>130,131</sup>.

### 1.6 Reabsorciones radiculares y el movimiento de torque

Las reabsorciones radiculares durante el tratamiento de ortodoncia han sido un problema sin resolver desde que, en 1927, Ketcham<sup>132</sup> las describiera tras encontrar un 22% en una muestra de 224 pacientes, y un 21% en otra muestra de 500 pacientes. Numerosos estudios han demostrado que se trata de un problema multifactorial<sup>133,134</sup>. Linge y Linge<sup>135</sup> estudiaron cuantiosos factores como la edad, la prevalencia según el grupo de dientes, el resalte, la biomecánica utilizada, los traumatismos puntuales o a largo plazo por hábitos con fuerza de “vaivén”, tracción de caninos impactados e intrusión incisiva. De ellos se concluyeron que, además de numerosos factores genéticos-hereditarios desconocidos, la reabsorción radicular es más frecuente, pasado los 11,5 años de edad, en los incisivos centrales superiores más que en otros dientes; en el uso de mecánica intrusiva o de torque clásicamente con arcos rectangulares; en el uso de elásticos; y, especialmente, en dientes tratados con ortodoncia y con una historia previa de traumatismo. Sin embargo, la complejidad para entender los causantes de la reabsorción radicular se encuentra en los resultados contradictorios registrados en la literatura como en el estudio de Goldin<sup>136</sup>, en el que concluye que la edad no está relacionado con la reabsorción radicular. Además, este autor sugirió que durante el tratamiento de ortodoncia se generaba una pérdida radicular de 0,9 mm/año.

La reabsorción radicular en dentición temporal es un proceso fisiológico esencial para la erupción de los dientes permanentes, sin embargo, en ésta dentición es un proceso biológico complejo y de los que muchos aspectos permanecen sin aclarar<sup>133</sup>. La reabsorción radicular se trata de un proceso inflamatorio en relación con células multinucleadas que



colonizan la superficie mineral o desnuda del cemento radicular de manera temporal por un daño mínimo, que rara vez se repone, y se suele acompañar de una actividad muy ácida. Las fuerzas ortodóncicas actúan en el hueso o el cemento. Habitualmente es el hueso el que se reabsorbe ya que el cemento es más resistente, aunque también se puede reabsorber junto con la dentina. En caso de que se afecte ésta, la reparación no ocurrirá. Los osteoclastos son células pleomórficas, normalmente multinucleadas, que provienen de los precursores mononucleares de origen vascular y local. Los osteoclastos acceden al tejido mineral mediante una brecha o por un daño mecánico al precemento de manera que las zonas radiculares desnudas atraen los osteoclastos del hueso alveolar para colonizar el área dañada. La actividad osteoclástica al estimular al ligamento periodontal se caracteriza por la sintetización de prostaglandinas E, por lo que se da una regularización hormonal del proceso controlado por los mismos osteoblastos. Además, la actividad osteoclástica celular libera protones que se encargan de disolver la zona mineral y proteasas específicas que digieren los componentes orgánicos. La resistencia a la reabsorción se encuentra en una capa profunda del ligamento que actúa como mecanismo de protección mediante los cementoblastos, fibroblastos, osteoblastos y células endoteliales y perivasculares. Pequeñas áreas de daño celular se reparan con un cemento nuevo y fibras del ligamento periodontal desde zonas sanas del ligamento periodontal<sup>137</sup>. Las lagunas de reabsorción aparecen en las zonas de presión donde ocurre la reabsorción fisiológica y rara vez en las zonas de tensión. Varias investigaciones<sup>138,139</sup> han demostrado que la hialinización del periodonto precede a la reabsorción durante el tratamiento de ortodoncia tras un periodo de 10 a 35 días y no se puede detectar con radiografías. Tras 35 y 70 días después de aplicar la fuerza, el cemento reabsorbido se reconstruye mediante una fina capa de cemento que deja la superficie radicular irregular. La reabsorción idiopática se encuentra más frecuentemente en los ápices seguido de la superficie mesial, vestibular, distal y lingual<sup>140</sup>. En los movimientos de torque, las zonas de presión se encuentran por palato-apical, que es donde más reabsorción se da.

Brezniak y Wasserstein<sup>134</sup>, en el año 1993, publicaron dos artículos a modo resumen tras una extensa revisión de la literatura publicada hasta entonces. En la segunda parte de sendos artículos, definieron con claridad los factores biológicos y mecánicos que afectan al fenómeno de la reabsorción radicular. En la actualidad, sigue siendo una buena referencia para entender lo idiopático y multifactorial que es la reabsorción radicular. A continuación, hacemos un breve resumen:

### 1.6.1 Factores biológicos en la reabsorción radicular

Básicamente se resumen en:

1. Susceptibilidad individual: puede variar entre las personas, y en una misma en distintos momentos de su vida. Es el factor con mayor peso<sup>141</sup>.
2. Genética: demostrado en números estudios, todavía no se tienen conclusiones definitivas<sup>142</sup>.
3. Factores sistémicos: especialmente en enfermedades metabólicas endocrinas con desequilibrios hormonales como hiper o hipotiroidismo.
4. Nutrición: malnutrición o dietas faltas de vitamina D o calcio.
5. Edad cronológica y dental: la edad es directamente proporcional a la reabsorción.
6. Género: no hay diferencias.
7. Presencia de reabsorción previo a la ortodoncia, tiene más probabilidad durante el mismo.
8. Hábitos como onicofagia o deglución atípica tiene más predisposición.
9. Estructura del diente: canal radicular convergentes y raíces estrechas tienen más reabsorción<sup>143</sup>.
10. Dientes con traumatismo previos y endodonciados tienen más prevalencia.
11. La densidad alveolar es un factor de riesgo<sup>144</sup>.
12. El tipo de maloclusión: la mordida abierta asociada a la disfunción lingual o el resalte aumentado, parecen ser un factor de riesgo según algunos estudios<sup>145</sup>.
13. Vulnerabilidad específica de dientes específicos: los incisivos superiores, más que los inferiores.

### 1.6.2 Factores mecánicos

En este apartado encontramos:

1. Tipo de aparatología: la fija reabsorbe más que la removible y la técnica de Begg no parece presentar menos que la de arco de canto, sino más<sup>146</sup>.
2. Uso de imanes: parece que favorece a la no reabsorción radicular

3. Elásticos intermaxilares: más en los dientes donde se apoyaron y se asocia a las fuerzas de “vaivén” y las reabsorciones de los incisivos.
4. Los casos de extracciones tienen más predisposición, aunque hay controversia entre distintos estudios.
5. El uso de disyunción maxilar predispone más a la reabsorción.
6. Los tipos de movimientos con mayor tendencia a la reabsorción son, de mayor a menor: intrusión, torque<sup>137</sup>, inclinación, movimiento en masa y expansión maxilar.
7. Las fuerzas ortodóncicas: a mayor estrés, mayor reabsorción radicular. Fuerzas intermitentes permiten periodos de reposo que reducen la reabsorción radicular.
8. Traumas oclusales y fuerzas de “vaivén” favorecen la reabsorción radicular.
9. Movimientos más amplios, mayor reabsorción radicular.

Se pueden combinar estos factores mecánicos con los biológicos anteriormente descritos, y a otros, como la duración del tratamiento, la reabsorción detectada radiológicamente en los primeros 6-9 meses o las fuerzas de relapso al terminar el tratamiento.

De todos estos factores, se concluyeron numerosos consejos clínicos en prevención de la reabsorción<sup>147</sup>:

1. Usar el consentimiento informado por lo impredecible que es el fenómeno<sup>148</sup>.
2. Tomar radiografías periapicales anualmente.
3. Reducir los tiempos de tratamientos.
4. Usar fuerzas ligeras.
5. Reevaluar objetivos si se detectan reabsorciones a lo largo del tratamiento.
6. Evitar todo tipo de hábitos como puede ser la onicofagia.
7. Prestar especial atención a las fuerzas de intrusión y torque.
8. Control de los traumatismos oclusales y fuerzas de “vaivén”.
9. La cirugía es necesaria cuando hay límites en los movimientos dentales.
10. La ortopedia a edades tempranas es menos destructiva para las raíces.
11. Correcta elección de la aparatología
12. Tratar con cautela los dientes traumatizados.

13. Conocer los antecedentes médicos y familiares.
14. El tratamiento de conductos es el único si continua la reabsorción tras la ortodoncia.
15. Hacer siempre un buen registro radiográfico cuando un paciente es transferido.

El diagnóstico clínico de la reabsorción radicular es a través de la imagen. Clásicamente, se han usado desde las radiografías periapicales, a las ortopantomografías y las telerradiografías<sup>134</sup>. Es difícil estandarizar el uso de cualquiera de ellas para hacer comparativas con el tiempo y más cuando se pretende evaluar movimientos como el del torque o el enderezamiento. En cualquier caso, se ha recomendado siempre las periapicales con la técnica del paralelismo ya que da menos distorsión y superposiciones en relación al resto de imágenes enumeradas.

## 2.Planteamiento del problema





## **2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

El movimiento de torsión radicular ha sido el último en conseguirse mediante la aparatología que, todavía a día de hoy, se usa mayoritariamente en ortodoncia. No por ello ha dejado de ser el más difícil de comprender y de realizar mecánicamente. Sin embargo, según proclamó Begg, este movimiento se podía realizar de manera más sencilla y predecible si se disociaba del movimiento coronal, dejándolo para las últimas fases del tratamiento de ortodoncia.

En aquellas maloclusiones en las que se requieren extracciones de premolares, este movimiento de torsión radicular en los incisivos se convierte, si cabe más, en la clave del tratamiento a nivel funcional oclusal, así como estético. Además, por las necesidades del sistema de fuerzas que se requiere para su obtención, el tiempo de tratamiento, así como el aumento del riesgo de reabsorción radicular son dos factores de extensa preocupación tal como se manifiesta a lo largo de la amplia literatura científica publicada en relación a tal movimiento radicular.

En base a lo expuesto, la presente investigación pretende dar respuesta a las siguientes cuestiones: ¿es el bracket de Tip-Edge® más fiel a la prescripción del torque dado el sistema de fuerzas empleado por su geometría? ¿es más eficiente la obtención del mismo? ¿es más fisiológico en lo que respecta a la posible reabsorción que se genera en este movimiento?

Con la intención de dar respuesta a todo ello, planteamos las siguientes hipótesis de trabajo:

### **2.1 Hipótesis Metodológica (Hipótesis nula y alternativa)**

#### **2.1.1 Hipótesis Nula**

No existe diferencia entre la técnica de arco recto y arco recto diferencial o Tip-Edge® en la generación del movimiento de torsión radicular según la prescripción del bracket.

### **2.1.2 Hipótesis alternativa**

Sí existe diferencia entre la técnica de arco recto y arco recto diferencial o Tip-Edge<sup>®</sup>, siendo esta última la que genera un torque más fiel a la prescripción de su bracket preajustado ya que éste se inserta o “acopla” al arco durante el torque, actuando el arco de manera pasiva, por lo que no se produciría tanta pérdida del torque efectivo como ocurre en la técnica de arco recto convencional, en la que el arco sí que actúa de manera activa y simultánea disipando parte del torque en los dientes adyacentes.

## **2.2 Objetivos del estudio**

### **2.2.1 Objetivo general**

Determinar cuál de las dos técnicas, arco recto y arco recto diferencial o Tip-Edge<sup>®</sup>, es más fiel en la obtención de la información prescrita en sus bases preajustadas con prescripción Roth durante la torsión radicular de los incisivos centrales superiores.

### **2.2.2 Objetivos específicos**

Los objetivos específicos para este estudio son:

1. Valorar los cambios que se producen en el torque de los incisivos centrales superiores después de un tratamiento ortodóncico con y sin extracciones de premolares en ambas técnicas.
2. Valorar si es necesario el uso de auxiliares de torque u otros recursos mecánicos en las técnicas para expresar el total de la prescripción.
3. Evaluar el tiempo de tratamiento necesario para obtener el torque efectivo en ambas técnicas.
4. Medir la cantidad de reabsorción radicular en relación al torque para ambas técnicas.



### **2.3 Aplicabilidad de los resultados de estudio**

En caso de los resultados de la investigación demostraran que la hipótesis metodológica es acertada esto podría aplicarse para:

1. Planificar los tratamientos en base al uso de la ranura de arco recto o la ranura de Tip-Edge®.
2. Seleccionar una u otra técnica según el patrón de extracciones.
3. Contemplar el uso de auxiliares al torque de la ranura de manera rutinaria.
4. Facilitar la toma de decisión con el paciente en relación al tiempo de tratamiento, cuestión fundamental en pacientes adultos.

# 3.Material y método



### **3 MATERIALES Y MÉTODOS**

#### **3.1 Estrategia de búsqueda bibliográfica**

Previo a la realización de este estudio retrospectivo observacional, se realizó una exhaustiva revisión bibliográfica con el propósito de establecer las bases del estado del “arte” en cuanto a la evolución que se han producido en el torque y su obtención mecánica, así como su relación en los tratamientos con o sin extracciones de premolares, los tiempos de los mismos y las reabsorciones radiculares.

La estrategia de búsqueda ha contemplado la exploración de datos Medline, Pubmed, Scopus y manuales. Se realizó una exploración a partir del término MesH (Medical Subject Headings): “torque” y “third order” combinado con “incisors”, “orthodontics”, “root resorption”, “treatment time” y “premolars extractions” a través del operador booleano “AND” y “OR”. Las referencias bibliográficas que se han empleado para la redacción de este trabajo de investigación datan del periodo comprendido entre 1907 y 2017, sin embargo, no es hasta el año 1953 cuando registramos la primera referencia específica al concepto de torque. Los requisitos específicos para incluir los artículos en nuestra revisión bibliográfica fueron:

1. Presentar “abstract” en dichas bases de datos.
2. Artículos redactados en lengua inglesa (al menos el “abstract”).
3. Presentar un número muestral adecuado.
4. Análisis estadístico adecuado de los resultados.

#### **3.2 Ámbito del estudio**

El proyecto de investigación se realizó en el marco del programa de doctorado de la Universidad de Sevilla.

La selección de la muestra de pacientes para este estudio se hizo en base a aquellos pacientes que hayan sido tratados de ortodoncia con técnica de aparatología fija multibrackets de arco recto o arco recto diferencial (Tip-Edge®) en dos clínicas privadas distintas de ortodoncia dónde se utilizan por norma dichas técnicas respectivamente.

### 3.3 Diseño y muestra del estudio

#### 3.3.1 Selección de la muestra y justificación del tamaño muestral

Se realizó previamente la determinación del tamaño muestral, con los datos obtenidos en un *estudio piloto*, donde se observó que para tener una potencia estadística del 85% de fiabilidad con un nivel de significancia del 0,05 es necesario tener una muestra de 20 pacientes por grupo, para que los resultados sean representativos del comportamiento poblacional.

$$n = \frac{2(Z\alpha + Z\beta)^2 S_d^2}{X_{d^2}}$$

De este modo contaremos con 60 pacientes tratados ortodóncicamente con la técnica de Arco Recto, con y sin extracciones dentarias de premolares superiores e inferiores, y 60 pacientes tratados con la técnica arco recto diferencial o Tip-Edge<sup>®</sup>, con y sin extracciones de premolares superiores e inferiores.

El cementado del bracket es una técnica sensible en la expresión de la prescripción del bracket según el sitio anatómico de la cara vestibular de los incisivos donde se termine cementando. Para evitar un posible sesgo, los pacientes seleccionados para ambas técnicas siguieron una metodología de cementado directo usando como referencia anatómica el punto LA para la colocación del bracket del incisivo central, según definió Andrews.

#### 3.3.2 Distribución muestral

Para la realización del estudio se utilizó un total de 120 pacientes. Dichos pacientes fueron clasificados en dos grupos distintos: un primer grupo de pacientes tratados ortodóncicamente con arco recto (n=60) y otro grupo tratado con arco recto diferencial o Tip-Edge<sup>®</sup> (n=60) seleccionados en base a unos criterios de inclusión y exclusión enumerados en los epígrafes 3.3.2.1 y 3.3.2.2.

Ambos grupos de la muestra estaban respectivamente subdivididos en tres subgrupos de pacientes, tratados ortodóncicamente con extracciones de segundos premolares superiores

e inferiores (n=20), con extracciones de primeros premolares superiores e inferiores (n=20) y de pacientes tratados sin extracciones (n=20).

El bracket de arco recto fue Ovation<sup>®</sup> de GC Orthodontics y el de arco recto diferencial, Tip-Edge<sup>®</sup> de TP Orthodontics, Inc.

Todas las variables estudiadas fueron evaluadas en dos tiempos distintos T<sub>1</sub> (antes de comenzar el tratamiento de ortodoncia) y T<sub>2</sub> (una vez concluido el tratamiento de ortodoncia).

La distribución en función del sexo se correspondió con un total de 52 hombres y 68 mujeres. La edad media para el grupo de arco recto fue de 26,5 años y las de arco recto diferencial o Tip-Edge<sup>®</sup> fue de 15,01 años.

Los sujetos que conforman la muestra fueron seleccionados entre pacientes de ambas clínicas privadas que cumplieran con los siguientes criterios:

### 3.3.2.1 Criterios de inclusión

1. Dentición permanente maxilar y mandibular completa hasta el primer molar.
2. Pacientes que presenten una maloclusión Angle de clase I o leve clase II/III, no mayor de 2 milímetros.
3. Pacientes que hayan sido tratados ortodóncicamente con aparatología fija multibrackets de arco recto y arco recto diferencial con Side Winder (no arco plus).
4. Brackets metálicos para ambas técnicas.
5. Uso de ranura de 0,022" para las dos técnicas.
6. Aparatologías con prescripción Roth idéntica para ambas técnicas.
7. Haber terminado la secuencia hasta el arco de acero de máximo grosor para cada técnica, 0,021" x 0,025" en arco recto y 0,021" x 0,027" en Tip-Edge<sup>®</sup>.
8. Pacientes cuyo tratamiento ortodóncico haya sido sin extracciones o con extracciones de los cuatro primeros o cuatro segundos premolares, es decir, tratados con un patrón de cuatro extracciones de clase I.

### 3.3.2.2 Criterios de exclusión

1. Aparatología con prescripción distinta de Roth o variaciones de la misma.
2. Brackets con ranura de 0,018” para cualquiera de las dos técnicas.
3. Brackets que no sean de aleaciones metálicas.
4. No terminar con los arcos de acero de máximo grosor para cada técnica.
5. Pacientes cuyo tratamiento de ortodoncia haya sido llevado a cabo con extracciones distintas al patrón de extracciones de cuatro primeros o segundos premolares, es decir, un patrón de extracciones distinto de clase I.
6. Pacientes cuya maloclusión dental sagital sea mayor a una clase II/III Angle de dos milímetros.
7. Pacientes con una maloclusión esquelética sagital severa.
8. Pacientes cuyo tratamiento de ortodoncia se hayan utilizado técnicas auxiliares de torque.
9. Pacientes en cuyo tratamiento de ortodoncia se hayan utilizados arcos pretorqueados, de torque, arcos con curva de Spee o se hayan utilizado dobleces en los arcos tales como el doblez en “V”.
10. Pacientes cuyo tratamiento de ortodoncia requiriera anclaje esquelético del tipo microtornillos u otros.
11. Pacientes con enfermedad periodontal activa.
12. Pacientes con alteración severa de la forma y tamaño dentario en el frente anterior que altere significativamente el índice de Bolton.
13. Pacientes con agenesias o supernumerarios en el frente anterior.
14. Pacientes con restauraciones protésicas en el frente anterior.
15. Pacientes con traumatismo craneofacial o labial.
16. Pacientes que han sido sometidos a cirugía ortognática.
17. Pacientes con paladar o labio fisurado.

### 3.3.3 Representatividad de la muestra

#### 3.3.3.1 Tipo de muestreo

Los principales métodos de muestreo utilizados en investigación científica y clínica son el muestreo incidental y el muestreo al azar o aleatorio. El muestreo utilizado en este estudio será un ***muestreo incidental***, es decir, la selección de los individuos más asequibles de la población objeto de nuestro estudio.

#### 3.3.3.2 Tipo de muestra

La muestra es incidental ya que se tomaron aquellos individuos que acudieron a ***dos clínicas privada de ortodoncia*** para realizarse un estudio con el fin de recibir un tratamiento ortodóncico. Como parte de este estudio, se realizó una telerradiografía lateral de cráneo a partir de la cual se llevó a cabo el trazado cefalométrico, una ortopantomografía sobre la que se hicieron las pertinentes mediciones para el cálculo de las posibles reabsorciones radiculares, toma de modelos de estudio y fotografías extraorales e intraorales para completar el diagnóstico de cada paciente. Una vez determinado el plan de tratamiento más adecuado y comprensible para cada uno de estos pacientes, se llevó a cabo el tratamiento. Cuando éste concluyó se les volvieron a tomar los mismos registros que al inicio, para estudiar y valorar los cambios y mejoras obtenidos con el tratamiento.

### 3.4 Metodología y plan de trabajo

#### 3.4.1 Selección del diseño

La selección del diseño se hará en función a los siguientes puntos:

1. Grado de intervención: observacional o no experimental
2. Tiempo o periodo del mismo: retrospectivo
3. Unidad de análisis: individuos
4. Nivel de análisis: nivel I descriptivo, inferencial

### 3.4.2 Variables del estudio

Para los análisis radiográficos, tanto cefalométrico como en la ortopantomografía, las variables se registrarán tanto al inicio del tratamiento ( $T_1$ ) como al final del mismo ( $T_2$ ) para valorar las variaciones acontecidas durante el mismo.

Variables	Radiográficas-cefalométricas $T_1$ y $T_2$	+1 a Plano Maxilar +1 a Plano S-N +1 a Plano Frankfurt	+1 a Ba -Na +1 a Plano A-N +1 a Plano oclusal
	Radiográficas-ortopantomografía: reabsorción radicular	$T_1$ y $T_2$	
	Tiempo de tratamiento	$T_1$ y $T_2$	

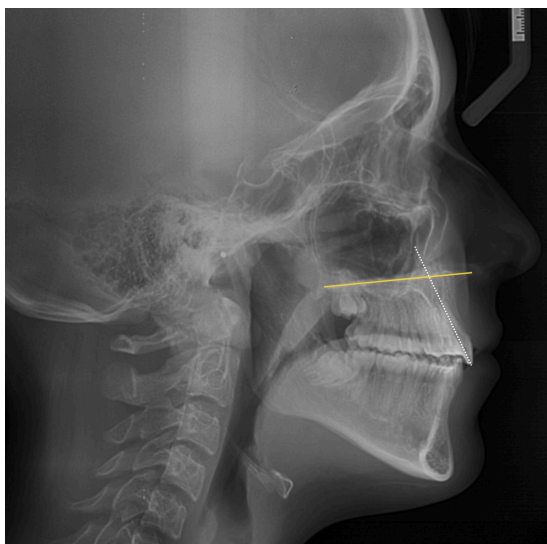
#### 3.4.2.1 Análisis radiográfico-cefalométrico

Se recogieron las telerradiografías laterales de cráneo iniciales y finales de cada uno de los sujetos de estudio para cuantificar los cambios acontecidos con el tratamiento. Dichas imágenes se realizaron por un mismo operador experimentado en cada clínica. Para la muestra de arco recto, se utilizó la máquina Gendex Orthoralix SD2-Ceph de Kavo<sup>®</sup> mientras que para la muestra Tip-Edge<sup>®</sup> se utilizó la misma, para una parte de la muestra, y Planmeca<sup>®</sup> Promax, Finland para otra parte. En esta última, ambas máquinas se usaron en dos periodos diferentes, por lo que para este estudio solo se utilizaron aquellos pacientes cuyas imágenes de inicio y final fueran registradas con la misma máquina. Todas las mediciones cefalométricas se llevarán a cabo mediante el programa informático Nemoceph 2D<sup>®</sup> y se registrarán al inicio ( $T_1$ ) y fin ( $T_2$ ) del tratamiento.

Se registraron los siguientes valores angulares de cada uno de los pacientes en el inicio, así como en el final del tratamiento respecto a una referencia esquelética anatómica:

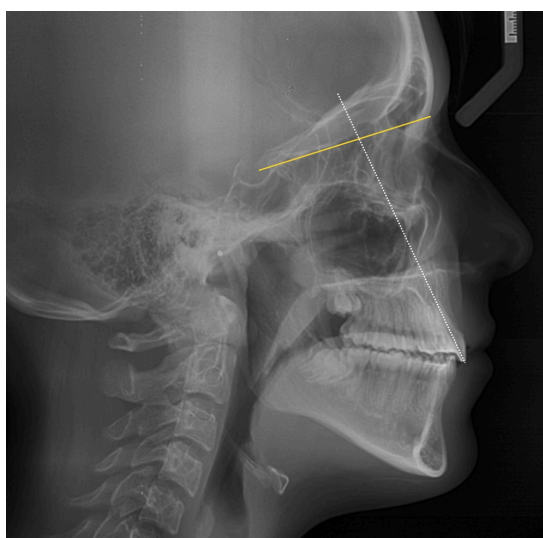


1. Ángulo formado por el eje axial de incisivo central superior con el **plano** esquelético de referencia **palatino** o **plano maxilar**, el cual se define a partir de los puntos ENA (espina nasal anterior) y ENP (espina nasal posterior) (Figura 58). Su norma cefalométrica se sitúa en 110°.



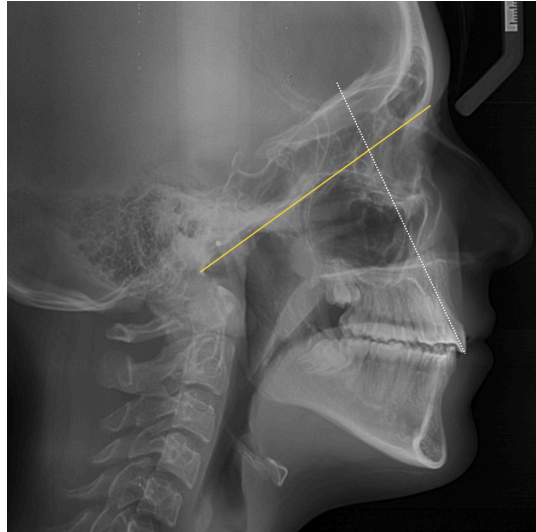
**Figura 58.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el **plano palatino o maxilar**, que se define por la unión de los puntos ENA y ENP (espina nasal anterior y posterior).

2. Ángulo formado por el eje axial de incisivo central superior con el **plano** esquelético de referencia de la base craneal anterior, **SN**, el cual se define por el punto S(Sela) y N (Nasion) (Figura 59). La norma cefalométrica se considera de 103°.



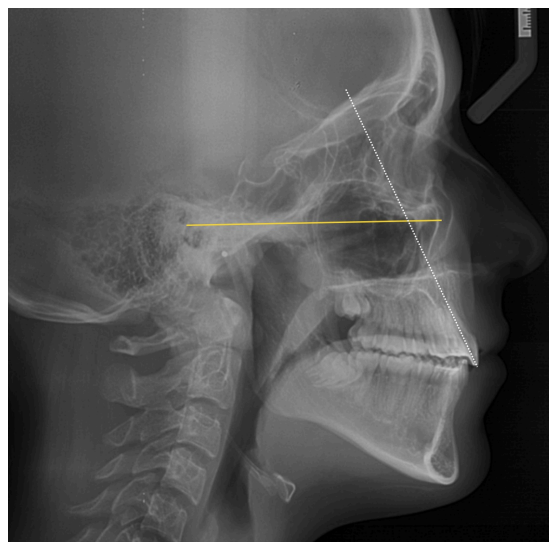
**Figura 59.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el **plano base craneal anterior**, que se define por la unión de los puntos Sela y Nasion.

3. Ángulo formado por el eje axial de incisivo central superior con el *plano* esquelético de referencia base del cráneo, *BaNa*, el cual se define por el punto Ba (Basion) y N (Nasion) (Figura 60). La norma cefalométrica es de 85°.



**Figura 60.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el *plano de la base craneal anterior*, que se define por la unión de los puntos Basion y Nasion.

4. Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior con el *plano* de referencia postural, *Frankfurt*, el cual se define por los puntos Po (Porion) y el punto Or (Orbitario) (Figura 61). La norma cefalométrica es de 110°.



**Figura 61.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el *plano de Frankfurt* que se define por la unión de los puntos Porion y Orbitario.

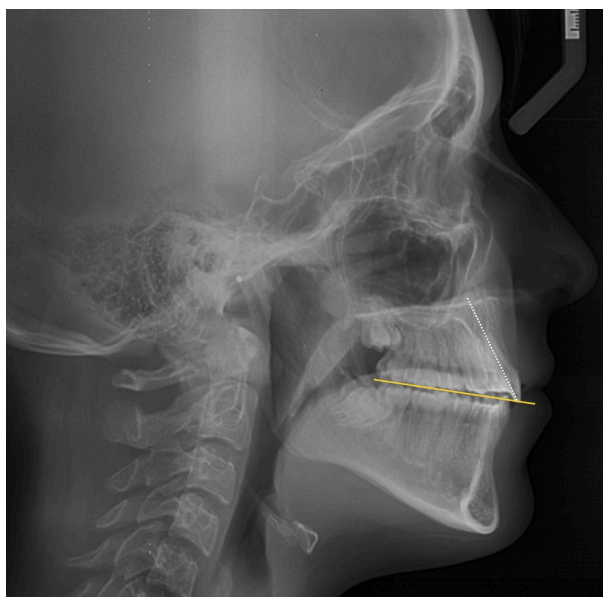
Se registrarán otros valores angulares de cada uno de los pacientes en el inicio, así como en el final del tratamiento, respecto a una referencia anatómica variable por el mismo tratamiento de ortodoncia. Fueron:

5. Ángulo formado por el eje axial de incisivo central superior con el ***plano esquelético N-A***, el cual se define por el punto N (Nasion) y por el punto A (el más profundo de la convexidad anterior del maxilar) (Figura 62). La norma cefalométrica es de 22°.



**Figura 62.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el ***plano NA***, que se define por la unión de los puntos Nasion y punto A.

6. Ángulo formado por el eje axial de incisivo central superior con el **plano oclusal superior**, el cual se define por el punto A6 (punto obtenido al trazar una perpendicular por la superficie distal del primer molar superior desde plano de oclusión) con el punto Bis (punto más inferior del borde incisal del incisivo superior) (Figura 63). La norma cefalométrica se encuentra en 60°.



**Figura 63.** Ángulo formado por el eje axial del incisivo central superior y el *plano oclusal superior*, que se define por la unión de los puntos A6 y Bis.

#### 3.4.2.2 Análisis radiográfico-ortopantomografía.

Se recopilaron las ortopantomografías iniciales y finales de cada uno de los individuos del estudio para cuantificar las posibles reabsorciones radiculares en los incisivos centrales superiores durante el tratamiento. Todas las imágenes se visualizarán y medirán con los programas informáticos Photoshop® CS y Measure®, registrándose el inicio (T<sub>1</sub>) y el final del tratamiento (T<sub>2</sub>).

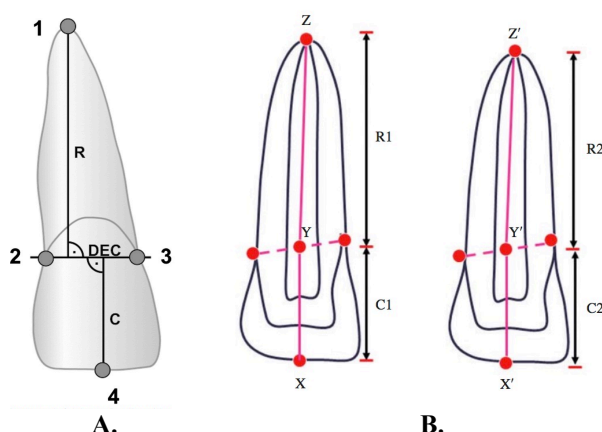
Se midieron en milímetros los valores de la longitud radicular en ambos incisivos centrales superiores de cada paciente, tanto al inicio como al final del tratamiento. Para ello se utilizaron las ortopantomografías calibradas con la misma máquina al inicio y final de tratamiento. Para la muestra de arco recto se utilizó Orthooralix Gendex de Kavo®, siendo la misma en todos los individuos tratados, mientras que para la muestra de Tip-Edge® se utilizaron dos máquinas diferentes en los individuos que conforman la muestra: Orthooralix Gendex de Kavo® y Planmeca® Promax, Finland.

Las mediciones se realizaron con el programa Measure® sobre la imagen digital abierta en Photoshop® CS 5. Para determinar la longitud coronal y radicular se utilizaron las distancias de referencias C<sub>1</sub> y C<sub>2</sub> y R<sub>1</sub> y R<sub>2</sub> (Figura 64) en las dos imágenes del paciente, inicio y final. Las distancias C corresponden a la longitud de la corona, inicio y final, y las

distancias R corresponden a la longitud de las raíces, inicio y final. Linge and Linge<sup>149</sup> introdujeron la medición de la longitud de la corona como factor de corrección entre las posibles distorsiones radiográficas iniciales y finales, asumiendo que la longitud de la corona no variará durante el periodo de tratamiento.

Para el cálculo de la reabsorción radicular se aplicó la fórmula:

$$\text{Reabsorción Radicular} = R_1 - R_2 (C_1 / C_2)$$

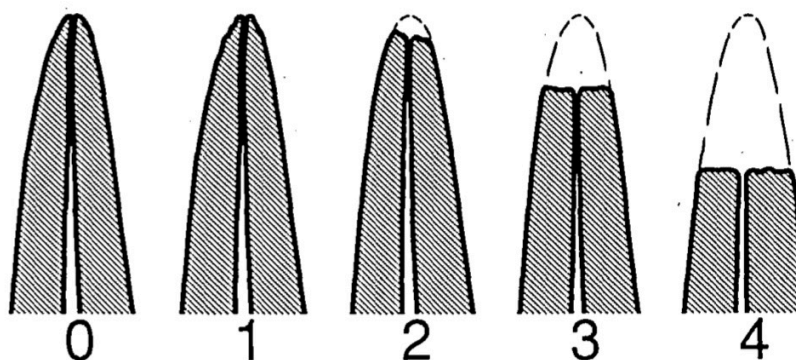


**Figura 64. Puntos de referencia para medir Longitud de la Corona (C) y Longitud de la Raíz (R).** A. Punto 1, ápice; punto 2, unión amelocementaria distal; Punto 3, unión amelocementaria mesial; Punto 4, borde incisal. DEC se define como la unión amelocementaria mesial y distal. C y R son las distancias más grandes entre el ápice y borde incisal trazadas perpendicular a DEC B. Medidas pre-tratamiento y post-tratamiento longitud de la corona y raíz: C<sub>1</sub> y C<sub>2</sub> y R<sub>1</sub> y R<sub>2</sub> (Imagen tomada de Nanekrunsan K et al.<sup>150</sup>, 2012)

En nuestra investigación, se decidió expresar la reabsorción radicular como una reabsorción radicular relativa, es decir, como el acortamiento de la raíz en términos porcentuales. Se define matemáticamente como:

$$\text{REABSORCIÓN POR DIENTE EN \%} = (\text{Reabsorción Radicular} \times 100\%) / R_1$$

Se dice que un diente presenta una reabsorción radicular severa, cuando el grado de reabsorción es del tipo 3 según la clasificación de Levander & Malmgren<sup>151</sup>, lo que significa que podría presentar desde 2 milímetros hasta, porcentualmente, un máximo del 33,33% (Figura 65).



**Figura 65. Fases de la Reabsorción Radicular acorde a Levander y Malmgren. Nivel 0:** raíz íntegra; **Nivel 1:** contorno irregular de la raíz; **Nivel 2:** reabsorción radicular leve, menor a 2 milímetros; **Nivel 3:** reabsorción radicular severa, mayor a 2 milímetros y hasta 1/3 de la longitud radicular (33%); **Nivel 4:** reabsorción radicular extrema, mayor a 1/3 de la longitud radicular (mayor al 33%) (Imagen tomada de Levander & Malmgren<sup>151</sup>, 1988).

### 3.4.2.3 Tiempo de tratamiento

Se registraron las edades al inicio del tratamiento desde las fechas de nacimiento y las edades al final del tratamiento, de manera que al término del mismo se calculaba la diferencia entre ambas fechas resultando el tiempo de tratamiento en meses:

$$\text{Edad al final del tratamiento} - \text{Edad al inicio tratamiento} = \text{Tiempo tratamiento}$$

## 3.5 Análisis estadísticos

Todos los datos fueron inicialmente registrados en formato Excel para su procesamiento y posteriormente exportados al programa SPSS® (versión 17.0, Chicago, Illinois, USA).

Una vez hecha las mediciones de todas las variables se llevó a cabo el siguiente análisis estadístico. El análisis se realizó en los seis grupos de estudio: arco recto con extracciones de los cuatro segundos bicúspides, arco recto con extracciones de los cuatro primeros bicúspides y arco recto sin extracciones de bicúspides, arco recto diferencial o Tip-Edge® con extracciones de los cuatro segundos bicúspides, arco recto diferencial o Tip-Edge® con extracciones de los cuatro primeros bicúspides y arco recto diferencial o Tip-Edge® sin extracciones de bicúspides.

### 3.5.1 Análisis descriptivo

En primer lugar, se realizó la estadística descriptiva de manera que pudimos determinar los valores estadísticos promedios para cada uno de los grupos de estudio:

1. Valores cefalométricos de la inclinación del incisivo superior al inicio y al final del tratamiento ( $T_1$  y  $T_2$ ) y sus diferencias.
2. Tiempo de tratamiento ( $T_2 - T_1$ ).
3. Reabsorción radicular ( $T_2 - T_1$ ) en ambos incisivos centrales.

### 3.5.2 Análisis inferencial

#### 3.5.2.1 Concordancia intraoperador e interoperador. Coeficiente de correlación intraclase

Previo al análisis de los datos obtenidos, se realizó la determinación de la **concordancia intraobservador** (evaluación del grado de consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo) e **interobservador** (consistencia existente entre dos observadores distintos cuando evalúan una misma medida para un mismo individuo), con el objeto de comprobar la fiabilidad de los procedimientos de medida<sup>152,153</sup>.

La concordancia entre observadores no puede verse alterada en nuestro estudio puesto que solo hay un observador, pero sí por el propio proceso al medir, ya que se realizó en momentos diferentes. Por otro lado, es necesario eliminar el sesgo atribuible a los aciertos debido al azar, para lo que se pueden usar distintas técnicas de análisis de la concordancia dependiendo del tipo de variable a estudiar. El índice estadístico más utilizado, para el caso de las variables cualitativas, es el coeficiente Kappa<sup>153</sup> pero si las variables son cuantitativas, como es nuestro caso, se utiliza habitualmente el **coeficiente de correlación intraclase**<sup>154,155</sup>. Este coeficiente fue introducido originalmente por Fisher como una formulación especial de la  $r$  de Pearson, basándose en un modelo de análisis de la varianza<sup>155</sup>. Es habitual utilizar el **coeficiente de correlación lineal ( $r$ ) de Pearson** como índice de concordancia para variables cuantitativas, aunque no resulta una medida adecuada para el grado de concordancia entre dos mediciones, ya que, si dos instrumentos diferentes miden sistemáticamente cantidades diferentes uno del otro, la correlación será perfecta, aunque no se dé concordancia alguna.

Además, la determinación e interpretación de este coeficiente no sería necesario ya que es una medida de dispersión conjunta de dos variables estadísticas que, a diferencia de la covarianza u otras, es independiente de la escala de medida de las variables. El valor del índice de correlación varía en el intervalo  $[-1, +1]$  por lo que se pueden dar tantas relaciones directas, ambas aumentan o disminuyen, o, relaciones inversas, cuando una aumenta la otra disminuye.

Por todo esto, para el análisis de la concordancia de medidas cuantitativas, el índice más apropiado para estudiarla es el ***coeficiente de correlación intraclass (CCI)***<sup>154</sup>. Este coeficiente estima el promedio de las correlaciones entre todas las posibles ordenaciones de los pares de observaciones disponibles y evita así el problema de la dependencia del orden del coeficiente de correlación. Además, su uso es extensible en el caso de que se disponga de más de dos observaciones por sujeto, sin embargo, una de las principales limitaciones del CCI es la dificultad de su cálculo, ya que debe ser estimado de distintas formas dependiendo del diseño del estudio<sup>155</sup>. La forma de cálculo más habitual se basa en un modelo de análisis de la varianza (ANOVA) con medidas repetidas. La idea es que la variabilidad total de las mediciones se puede descomponer en dos componentes: la variabilidad debida a las diferencias entre los distintos sujetos y la variabilidad debida a las diferencias entre las medidas de cada sujeto. Esta última, a su vez, depende de la variabilidad entre observaciones y una variabilidad residual o aleatoria asociada al error que conlleva toda medición. El CCI se define entonces como la proporción de la variabilidad total que se debe a la variabilidad de los sujetos.

### 3.5.2.2 Correlación entre las variables estudiadas

La correlación entre las distintas variables cuantitativas se llevará a cabo mediante la determinación e interpretación del **coeficiente de correlación de Pearson**, índice estadístico que mide la relación lineal entre dos variables cuantitativas. Es una medida de dispersión conjunta de dos variables estadísticas que, a diferencia de la covarianza u otras, es independiente de la escala de medida de las variables.

El valor del índice de correlación varía en el intervalo  $[-1, +1]$ :

- Si  $r = 0$ , no existe relación lineal. Pero esto no necesariamente implica una independencia total entre las dos variables, es decir, que la variación de una de ellas



puede influir en el valor que pueda tomar la otra. Pudiendo haber relaciones no lineales entre las dos variables. Estas pueden calcularse con la razón de correlación.

- Si  $r = 1$ , existe una correlación positiva perfecta. El índice indica una dependencia total entre las dos variables denominada *relación directa*: cuando una de ellas aumenta, la otra también lo hace en idéntica proporción.
- Si  $0 < r < 1$ , existe una correlación positiva.
- Si  $r = -1$ , existe una correlación negativa perfecta. El índice indica una dependencia total entre las dos variables llamada *relación inversa*: cuando una de ellas aumenta, la otra disminuye en idéntica proporción.
- Si  $-1 < r < 0$ , existe una correlación negativa.

El coeficiente de correlación de Pearson se determinó para los siguientes pares de variables:

1. Diferencias en la torsión del incisivo superior ( $T_2 - T_1$ ) / Reabsorción radicular ( $T_2 - T_1$ ).
2. Diferencias en la torsión del incisivo superior ( $T_2 - T_1$ ) / Tiempo de tratamiento ( $T_2 - T_1$ ).
3. Reabsorción radicular ( $T_2 - T_1$ ) / Tiempo de tratamiento ( $T_2 - T_1$ ).

### 3.5.2.3 Normalidad de la muestra y homogeneidad de varianzas

Para confirmar que tipo de análisis debíamos realizar, verificamos previamente si la muestra cumplía las hipótesis de normalidad en su distribución y en base a esto se determinaba si se aplica una prueba paramétrica o no.

Se puede verificar la hipótesis de normalidad en su distribución mediante el test “Kolmogorov-Smirnov” o el test de “Shapiro-Wilk” dependiendo de si el tamaño de la muestra es inferior a cincuenta sujetos. Dado que nuestra muestra está formada por seis grupos cuyo tamaño es de veinte sujetos, empleamos la prueba de Shapiro-Wilk<sup>156</sup>.

Según los datos obtenidos para las *variables cefalométricas de la inclinación del incisivo* la muestra siguió una distribución normal por lo que empleamos la prueba

estadística paramétrica de tipo ANOVA de un factor y después se aplicaba la prueba de homogeneidad de varianza (Epígrafe 8.1.3).

Para el análisis de los valores medidos en la *reabsorción radicular* en términos porcentuales, tras realizar las pruebas de normalidad de Shapiro-Wilk, se utilizaron pruebas no paramétricas de Kruskal-Wallis al no seguir una distribución normal la mayoría de los grupos. Esta prueba Kruskal-Wallis, intuitivamente, sería idéntica al ANOVA, pero en vez de utilizar valores se manejan intervalos o categorías y se emplea cuando se dan más de tres grupos independientes (Epígrafe 8.1.3).

Para los datos obtenidos en relación al *tiempo de tratamiento*, la muestra siguió una distribución normal por lo que se aplicó ANOVA de un factor. y después se aplicaba la prueba de homogeneidad de varianza (Epígrafe 8.1.3).

#### 3.5.2.4 T-test o prueba de muestras relacionadas

La correlación entre las variables cuantitativas cefalométricas inicio y final se llevó a cabo mediante la determinación e interpretación de la prueba T de Student que se trata de una prueba de contraste de hipótesis de la media entre dos variables pareadas o dependientes tomadas de la misma muestra. El estadístico T se selecciona cuando el tamaño muestral es menor a 30, en nuestro caso en cada uno de los seis grupos el número de individuos que nuestra muestra es de 20, este estadístico fue el más apropiado y sigue una distribución t bajo la hipótesis nula. La prueba T nos ayudó a determinar si la diferencia que existe entre el inicio y final son estadísticamente significativa. Una de las propiedades importante de esta prueba T es su robustez ante los supuestos de normalidad de la distribución de la muestra. Dicho de otra manera, las pruebas t suelen ser válidas incluso cuando se viola el supuesto de normalidad, siempre y cuando la distribución no sea muy asimétrica. Esta propiedad la convierte en uno de los procedimientos más útiles para hacer inferencias sobre las medias de las poblaciones.

La prueba T de Student se determinó para los siguientes pares de variables cefalométricas:

1. Incisivo superior con plano Maxilar inicio-final.
2. Incisivo superior con plano SN inicio-final.
3. Incisivo superior con plano Ba-Na inicio-final.
4. Incisivo superior con plano Frankfurt inicio-final.
5. Incisivo superior con plano NA inicio-final.
6. Incisivo superior con plano oclusal superior inicio-final.

### 3.5.2.5 Test de ANOVA para muestras independientes

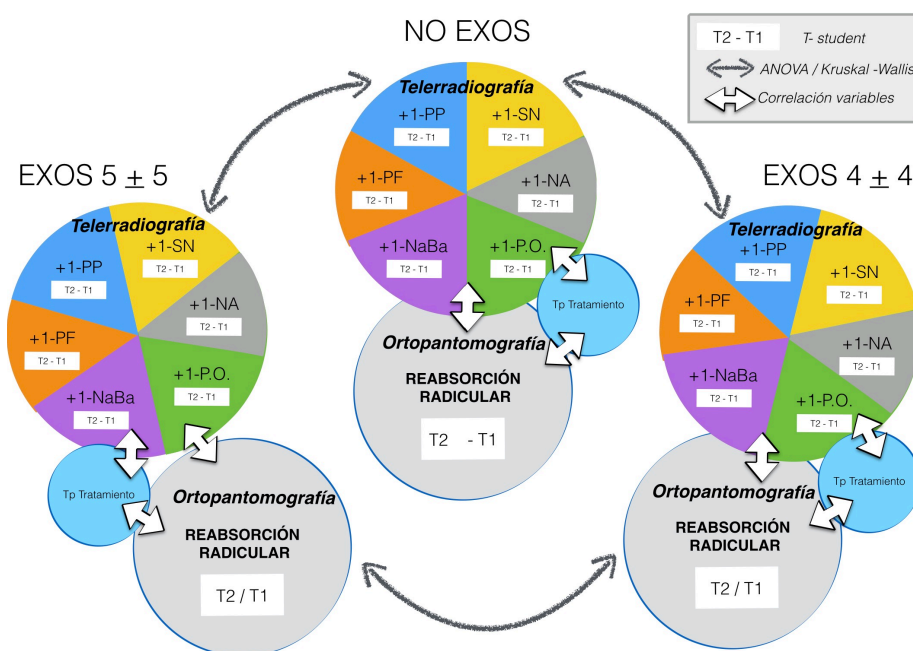
El análisis de varianza (test ANOVA) sirve para comparar si los valores de un conjunto de datos numéricos son significativamente distintos a los valores de otro o más conjunto de datos. El procedimiento para comparar estos valores está basado en la varianza global, es decir, la media con las diferencias de media al cuadrado observadas en cada uno de los distintos grupos de datos numéricos a comparar. Clásicamente, el análisis de varianza se utiliza para asociar una probabilidad a la conclusión de que la media de un grupo es distinta de la media de otro grupo.

Uno de los pasos previos a la comprobación de si existen diferencias entre las medias de varias muestras es determinar si las varianzas en tales muestras son iguales, es decir, si se cumple la condición de homogeneidad de varianzas u homocedasticidad, ya que de que se cumpla o no esta condición dependerá el análisis que empleamos en el contraste de medias.

Existen varias pruebas que permiten comprobar la igualdad de varianzas (F de Fisher, F-max de Hartley, prueba de Barlett, etc.), pero aquí desarrollamos la prueba de Levene que es la que utiliza el programa SPSS.

Se utilizó la prueba de robustez de igualdad de medias de Bonferroni para comparar si existían diferencias significativas entre las medias en el caso de que las varianzas fueran homogéneas, en caso de que no lo fueran (estadísticamente significativo en la prueba de Levene) se aplicará la T3 de Dunnett.

En la figura 66, se esquematiza el análisis estadístico que se llevó a cabo en cada uno de los seis grupos de estudio una vez se realizaron todas las mediciones.



**Figura 66.** Esquema del análisis estadístico que se empleará en este estudio.

### 3.6 Limitaciones del estudio

#### 3.6.1 Sesgo de selección

El sesgo de selección es la distorsión producida como consecuencia de la forma en la que han sido escogidos los sujetos del estudio. Para evitar dicho sesgo, utilizamos un método de **restricción** a la hora de seleccionar nuestra muestra. Este mecanismo de control consiste en seleccionar a los sujetos según unos determinados niveles, de una o varias características (criterios de exclusión e inclusión). Esto obliga a excluir del estudio a los sujetos que muestren parámetros distintos de los fijados.

#### 3.6.2 Sesgo de información

Este sesgo se produce cuando la información sobre el factor del estudio es errónea o se recoge de forma sistemáticamente diferente entre los individuos del estudio. Para evitar el error de información que pudiese dar la medición de radiografías, previamente revisamos la literatura y como se especifica en la discusión de la metodología, las mediciones de nuestro estudio son estadísticamente reproducibles con una baja variabilidad interoperadora e intraoperadora.

Para tratar de evitar dicho sesgo, hemos entrenado a diez operadores, repetidamente, en el proceso de las mediciones de nuestro estudio. Durante el entrenamiento (comprendido en los años del estudio) se realizaron numerosos ejercicios entre los operadores y el investigador principal para supervisar la concordancia en las mediciones, muchas veces sometida a errores aleatorios, difícilmente eliminables. Para evaluar el posible sesgo se realizó el índice de correlación estadística entre un mismo operador y varios operadores comprobando así la concordancia diagnóstica del análisis radiográfico que empleamos en este estudio.

### 3.6.3 Validez externa e interna

La **validez interna** se refiere a que los resultados del estudio sean atribuidos sólo al efecto bajo investigación. Esto es posible cuando todas las fuentes de error han sido reducidas al mínimo en las etapas de diseño, implementación y análisis del estudio.

La **validez externa** se refiere a que los resultados del estudio sean generalizables, es decir, cuando un estudio produce inferencias imparciales con respecto a una población objetivo. En nuestro estudio hemos minimizado en todo lo posible los **errores aleatorios**, ya que son inevitables, y erradicado los **errores sistemáticos** para obtener una validez externa en toda la investigación.

Los errores aleatorios de medición y muestreo han sido minimizados de la siguiente manera:

- Error de medición: Se estandarizaron los métodos de medición como se recoge en el epígrafe 3.4 (Metodología y plan de trabajo).
- Error de muestreo: Incrementamos el tamaño de la muestra para obtener una potencia estadística del 85% de fiabilidad con un nivel de significancia del 0,05.

Los errores sistemáticos se erradicaron mediante el control de sesgos descritos previamente en el epígrafe 3.6.1 y 3.6.2.

### **3.6.4 Consideraciones económicas del estudio**

#### **3.6.4.1 Disponibilidad de participantes**

Teniendo en cuenta el alto volumen de pacientes que se atienden en una clínica privada de ortodoncia exclusiva, no deberían de existir problemas en la disponibilidad de pacientes. Sin embargo, encontrar dos muestras homogéneas entre ambas técnicas fue complejo debido a los criterios de inclusión y exclusión que se utilizaron, el tipo de pacientes de cada región geográfica donde se ubican ambas clínicas, Sevilla y Vitoria (España), las preferencias del patrón de extracciones de ambos clínicos en función a las fortalezas de cada técnica y la variable de la edad.

#### **3.6.4.2 Disponibilidad del equipo**

Los dispositivos necesarios para este estudio de investigación son, por una parte, varios cefalostatos (Orthooralix Gendex de Kavo<sup>®</sup>, Planmeca<sup>®</sup> Promax, Finland) y por otra, los programas informáticos Nemoceph<sup>®</sup> (Nemotec), Photoshop<sup>®</sup> CS 5, Meazure<sup>®</sup>, Excel de Microsoft Office<sup>®</sup>, así como, el programa informático de estadística SPSS<sup>®</sup> 17.0 para Windows<sup>®</sup>.

#### **3.6.4.3 Disponibilidad de expertos**

Los expertos con los que se ha contactado estuvieron conformes con el horario y la forma de cómo se desarrolló el estudio.

#### **3.6.4.4 Disponibilidad de tiempo**

La distribución del tiempo requerido para la realización del estudio se adaptó al interés propio del investigador dado que era un estudio retrospectivo.

## 4.Resultados

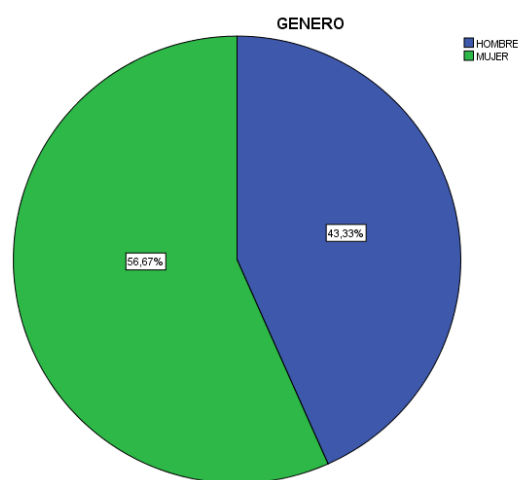


## 4 RESULTADOS

### 4.1 Estadística descriptiva

#### 4.1.1 Distribución de la muestra

El sexo de nuestra muestra (Gráfico 1) estaba compuesto por 52 hombres (57 %) y 68 mujeres (43 %).



**Gráfico 1.** Distribución de la muestra por sexo.

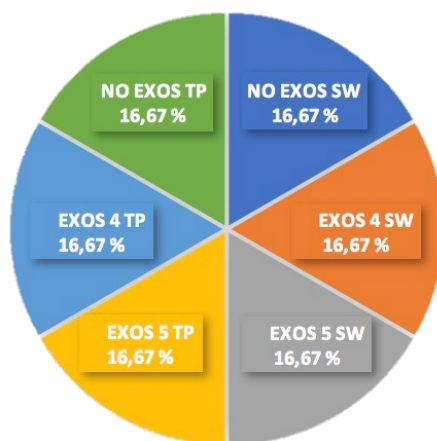
La edad media de los pacientes según el grupo se presenta en la tabla siguiente:

**Tabla 1.** Distribución de la muestra por edad.

	Media (años)	Desviación estándar
EXOS 5 SW	24,25	5,408
EXOS 4 SW	26	9,739
NO EXOS SW	27,95	6,533
EXOS 5 TP	16,55	4,707
EXOS 4 TP	12,6	2,113
NO EXOS TP	15,9	3,754



La muestra se dividió según los grupos de tratamiento (Gráfica 2): Arco Recto con extracciones de segundos premolares superiores e inferiores (16,67 %, 20 pacientes), Arco Recto con extracciones de primeros premolares superiores e inferiores (16,67 %, 20 pacientes), Arco Recto sin extracciones de premolares (16,67 %, 20 pacientes), Tip-Edge® con extracciones de segundos premolares superiores e inferiores (16,67 %, 20 pacientes), Tip-Edge® con extracciones de primeros premolares superiores e inferiores (16,67 %, 20 pacientes), Tip-Edge® sin extracciones de premolares (16,67 %, 20 pacientes). Ambas muestras, arco recto y Tip-Edge®, presentaron diferencias significativas en la edad, siendo adultos jóvenes entre los 24 y 27 años el grupo de arco recto y adolescentes entre 12 y 16 años en el grupo de Tip-Edge®.



**Gráfico 2.** Distribución de la muestra por grupos de tratamiento: 20 pacientes por técnica y grupo de extracciones de primeros o segundos premolares y de no extracciones.

#### 4.1.2 Variables cefalométricas

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano maxilar* al inicio y fin del tratamiento, y su diferencia, fueron los siguientes (Epígrafe 9.1.2.2):

**Tabla 2.** Estadísticas descriptivas de las variables incisivo superior y *plano maxilar o palatino* al inicio, al final y sus diferencias.

	ISPLAMAXI		ISPLAMAXF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación standard	Media (°)	Desviación standard	Media (°)	Desviación standard
SW EXOS 5 ± 5	111,75	5,466	108,85	6,459	-2,9	5,119
SW EXOS 4 ± 4	109,8	6,321	106,8	5,863	-3	8,329
SW NO EXOS	105,15	8,229	113,25	5,674	8,1	7,698
TP EXOS 5 ± 5	110,4	4,762	109,65	7,043	-0,75	6,568
TP EXOS 4 ± 4	112,4	5,345	107,05	4,582	-5,35	5,04
TP NO EXOS	110,9	5,088	112,1	6,146	1,2	4,969

Al inicio del tratamiento, para la técnica de arco recto, los grupos de extracciones de premolares estaban en una inclinación casi en la norma (**110°**), mientras que el grupo de no extracciones estaba, comprensiblemente, en un valor medio muy por debajo de la norma. Para el grupo de Tip-Edge<sup>®</sup>, la inclinación del incisivo superior era mayor en el grupo de extracciones de primeros premolares, estando en la norma el resto de grupos de dicha técnica, extracciones de segundos premolares y no extracciones.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se observó para ambas técnicas una diferencia de la inclinación del incisivo superior mayor en el grupo tratado sin extracciones, sobretudo el de la técnica de arco recto. Sin embargo, los grupos tratados con extracciones de premolares terminaron con una torsión por debajo de la norma a excepción del grupo de extracciones de segundos premolares con Tip-Edge<sup>®</sup> que se encontró casi en la norma, 109,65°, que es de donde venía.

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano SN* al inicio y fin del tratamiento, y su diferencia, fueron los siguientes:

**Tabla 3.** Estadísticas descriptivas de las variables *incisivo superior y plano SN* al inicio, al final y sus diferencias.

	ISSNI		ISSNF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar
SW EXOS 5 ± 5	103,25	5,139	99,45	6,509	-3,8	5,001
SW EXOS 4 ± 4	101,4	7,229	98,35	6,243	-3,05	7,681
SW NO EXOS	96,85	8,695	104,2	7,12	7,35	7,849
TP EXOS 5 ± 5	101	6,456	100,25	7,663	-0,75	6,584
TP EXOS 4 ± 4	103,25	6,781	97,15	4,749	-6,1	5,893
TP NO EXOS	101,8	5,033	102,25	5,955	0,45	5,969

Al inicio del tratamiento con la técnica de arco recto, el grupo de extracciones de segundos premolares estaban con una inclinación en la norma (**103°**) y el de primeros premolares ligeramente por debajo, mientras que el grupo de no extracciones estaba, una vez más, en un valor medio muy por debajo de la norma. Para el grupo de Tip-Edge®, la inclinación del incisivo superior estaba en la norma en el grupo de extracciones de primeros premolares, estando por debajo de la misma e iguales el resto de grupos de dicha técnica, extracciones de segundos premolares y no extracciones.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se observó una diferencia severa de la inclinación del incisivo superior en el grupo de arco recto tratado sin extracciones, no así con Tip-Edge®. Los grupos tratados con extracciones de premolares con ambas técnicas terminaron con una torsión por debajo de la norma presentando el grupo de extracciones de primeros premolares con Tip-Edge® una mayor pérdida de grados.

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano BaNa* al inicio y fin del tratamiento, y su diferencia, fueron los siguientes:

**Tabla 4.** Estadísticas descriptivas de las variables *incisivo superior y plano BaNa* al inicio, al final y sus diferencias.

	ISBaNaI		ISBaNaF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar
SW EXOS 5 ± 5	85,25	5,32	81,4	6,901	-3,85	4,614
SW EXOS 4 ± 4	82,75	6,423	80,15	5,244	-2,6	7,577
SW NO EXOS	78,2	8,314	86,25	6,568	8,05	7,577
TP EXOS 5 ± 5	82,4	6,116	81,6	7,38	-0,8	6,212
TP EXOS 4 ± 4	85,5	6,287	78,95	4,548	-6,55	5,717
TP NO EXOS	82,8	4,561	83,65	5,715	0,85	5,706

Al inicio del tratamiento, para la técnica de arco recto, el grupo de extracciones de segundos premolares estaban con una inclinación en la norma (**85°**) y el de primeros premolares por debajo, mientras que el grupo de no extracciones estaba de nuevo, en un valor medio muy por debajo de la norma. Para el grupo de Tip-Edge®, la inclinación del incisivo superior estaba en la norma en el grupo de extracciones de primeros premolares estando por debajo de la misma, e iguales, el resto de grupos de dicha técnica, extracciones de segundos premolares y no extracciones.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se observó una diferencia de la inclinación del incisivo superior mayor en el grupo tratado sin extracciones con arco recto, sin embargo, los grupos tratados con extracciones de premolares terminaron con una torsión por debajo de la norma, presentando el de Tip-Edge® una considerable mayor pérdida de grados en el grupo de extracciones de primeros premolares.

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano Frankfurt* al inicio y fin del tratamiento fueron los siguientes:

**Tabla 5.** Estadísticas descriptivas de las variables *incisivo superior y plano Frankfurt* al inicio, al final y sus diferencias.

	ISFRANKI		ISFRANKF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar
SW EXOS 5 ± 5	115,15	5,324	111,5	6,763	-3,65	4,998
SW EXOS 4 ± 4	113,7	6,284	110,9	4,038	-2,8	7,641
SW NO EXOS	108,15	9,04	115,7	6,416	7,55	8,835
TP EXOS 5 ± 5	113,05	5,246	113,1	6,512	0,05	6,083
TP EXOS 4 ± 4	116,45	6,074	110,2	3,995	-6,25	5,85
TP NO EXOS	114,4	4,43	119,8	19,078	5,4	20,14

Al inicio del tratamiento, la inclinación del incisivo superior estaba por encima de la norma (**110°**) para todos los grupos de Tip-Edge<sup>®</sup>, igual que para el grupo de arco recto excepto para los tratados sin extracciones que se encontraba en un valor medio por debajo de la norma.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se observó para la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> que el grupo de extracciones de primeros premolares perdía muchos grados, pero quedaba en norma igual que en el mismo grupo con arco recto, mientras que con el de segundos premolares quedaban ambas técnicas ligeramente por encima de la norma. Las dos técnicas terminan con una inclinación del incisivo superior mayor y por encima de la norma en el grupo tratado sin extracciones, aunque el grupo de arco recto representa un mayor incremento de grados de inclinación.

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano NA* al inicio y fin del tratamiento, y su diferencia, fueron los siguientes:

**Tabla 6.** Estadísticas descriptivas de las variables *incisivo superior y plano NA* al inicio, al final y sus diferencias.

	ISNAI		ISNAF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar
SW EXOS 5 + 5	22,3	4,601	19,75	5,711	-2,55	5,52
SW EXOS 4 + 4	20,45	7,338	18,45	5,661	-2	7,954
SW NO EXOS	15,85	9,121	24,1	5,964	8,25	8,99
TP EXOS 5 + 5	22,4	5,642	22,85	6,699	0,45	6,013
TP EXOS 4 + 4	23,85	5,294	19,4	4,43	-4,45	5,605
TP NO EXOS	22,2	4,312	23,5	4,947	1,3	4,646

Al inicio del tratamiento, para el grupo de arco recto el único que estaba en norma ( $22^\circ$ ) era el de extracciones de segundos premolares, el resto se encontraban por debajo. Todos los grupos de Tip-Edge<sup>®</sup> estaban en norma menos el de extracciones de primeros premolares que estaba por encima.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, con la técnica de arco recto ningún grupo quedaba en norma mientras que para la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> el grupo de extracciones de segundos premolares quedaba en norma. Ambas técnicas terminan con una inclinación del incisivo superior mayor y por encima de la norma en el grupo tratado sin extracciones, aunque el grupo de arco recto representa un mayor incremento de grados de inclinación.

Los valores medios obtenidos en la *inclinación del incisivo superior con respecto al plano oclusal superior* al inicio y fin del tratamiento, y su diferencia, fueron los siguientes:

**Tabla 7.** Estadísticas descriptivas de las variables *incisivo superior* y *plano oclusal superior*.

	ISPOI		ISPOF		DIFERENCIA INICIO Y FINAL	
	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar	Media (°)	Desviación estándar
SW EXOS 5 + 5	57,4	4,946	60,45	4,395	3,05	4,454
SW EXOS 4 + 4	56,85	5,95	60,05	3,426	3,2	6,59
SW NO EXOS	57,25	3,401	58,45	5,031	1,2	7,03
TP EXOS 5 + 5	57,35	3,66	59,45	5,491	2,1	5,581
TP EXOS 4 + 4	52,95	4,383	58,75	3,998	5,8	4,797
TP NO EXOS	57,25	3,401	58,45	5,031	1,2	5,396

Al inicio del tratamiento, la inclinación del incisivo superior no estaba en la norma ( $60^\circ$ ) para ninguno de los grupos de ambas técnicas, encontrándose todos ellos por debajo y, por tanto, ligeramente proinclinados respecto al plano oclusal superior.

Una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se observó para la técnica de arco recto que el grupo de extracciones de segundos premolares y primeros premolares terminaban en la norma, mientras que el de no extracciones quedaba muy ligeramente por debajo de la misma. Para la técnica Tip-Edge<sup>®</sup> que todos los grupos quedaban ligeramente por debajo de la norma.

### 4.1.3 Variable tiempo de tratamiento

Los valores obtenidos entre las distintas duraciones del tiempo de tratamiento para ambas técnicas se resumen en la siguiente tabla (Epígrafe 9.1.2.3):

**Tabla 8.** Estadísticas descriptivas de las variables *tiempo de tratamiento*.

	TIEMPO DE TRATAMIENTO	
	Media (meses)	Desviación estándar
SW EXOS 5 $\pm$ 5	35,25	7,174
SW EXOS 4 $\pm$ 4	27,55	8,781
SW NO EXOS	27,85	8,261
TP EXOS 5 $\pm$ 5	19,95	2,259
TP EXOS 4 $\pm$ 4	22,1	4,599
TP NO EXOS	16,65	3,297

Las diferencias en la duración del tratamiento entre ambas técnicas fueron considerablemente diferentes, a favor de la técnica Tip-Edge<sup>®</sup> que requirió menos tiempo en todos los grupos. Coherentemente, ambas técnicas necesitaron más tiempo de tratamiento en casos de extracciones, especialmente de segundos premolares con arco recto y de primeros premolares con Tip-Edge<sup>®</sup>.

El grupo de arco recto exigió más de dos años de duración de tratamiento en todos sus grupos, mientras que el grupo de Tip-Edge<sup>®</sup> en ningún caso y, llamativamente, menos de año y medio en el grupo de no extracciones.



#### 4.1.4 Variable radiográfica-ortopantomografía: reabsorción radicular

Los valores medios obtenidos en relación al porcentaje de reabsorción radicular al finalizar el tratamiento fueron los siguientes (Epígrafe 9.1.2.4):

**Tabla 9.** Estadísticas descriptivas de las variables *reabsorción radicular*.

	REABSORCIÓN RADICULAR	
	Media (%)	Desviación estándar
SW EXOS 5 $\pm$ 5	9	0,019
SW EXOS 4 $\pm$ 4	10,9	0,021
SW NO EXOS	11,7	0,015
TP EXOS 5 $\pm$ 5	8,9	0,019
TP EXOS 4 $\pm$ 4	7,1	0,015
TP NO EXOS	6,6	0,014

Las diferencias entre la técnica de arco recto y Tip-Edge<sup>®</sup> son menores a favor de ésta última. Los grupos con extracciones de primeros premolares con arco recto y de segundos premolares con Tip-Edge<sup>®</sup> presentan la mayor media de reabsorción radicular por encima de un 10%. Curiosamente, estos dos últimos grupos fueron a su vez los que presentaron mejor fidelidad en la expresión del torque tal como se refirió en las variables cefalométricas.

## 4.2 Estadística inferencial

### 4.2.1 Concordancia inter e intraobservador. Coeficiente de correlación intraclass

#### 4.2.1.1 Concordancia interobservador

Se analizó la concordancia interobservador entre *diez observadores*, ortodoncistas con experiencia en programas ofimáticos. Todos los valores resultaron estadísticamente significativos, obteniéndose resultados de concordancia buena, valores que muestran la fiabilidad de los datos obtenidos proporcionados por los distintos observadores (Epígrafe 9.1.1).

**Tabla 10.** Coeficiente de correlación interclase.

		95% de intervalo de confianza		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas promedio	<b>0,749</b>	0,394	0,928	3,98	9	45	<b>0,001*</b>

#### 4.2.1.2 Concordancia intraobservador

Para hallar la concordancia intraobservador comparamos los valores medidos por un mismo observador en diferentes tiempos. En nuestro estudio, repetimos la medición de las mismas imágenes radiográficas (cefalometría y ortopantomografía) en **diez ocasiones**, correspondientes a diez días y horas diferentes, pero con condiciones ambientales similares. Los resultados obtenidos para el coeficiente de correlación intraclase fueron de buena, tratándose de un método muy consistente en la evaluación de los parámetros que buscamos, independientemente del momento de medición (Ver epígrafe 9.1.1).

**Tabla 11.** Coeficiente de correlación intraclase.

		95% de intervalo de confianza		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas promedio	<b>0,732</b>	0,353	0,923	3,73	9	45	<b>0,001*</b>

#### 4.2.2 Verificación de la normalidad de la muestra

Tras realizar las pruebas de normalidad para las tres variables (Epígrafe 9.1.3), se observó que la única variable estudiada que no seguía claramente una distribución normal, fue la reabsorción radicular. En base a esto, se aplicará el tipo de pruebas que se detallan en la siguiente figura:

**Tabla 12.** Pruebas paramétricas y no paramétricas empleadas en el estudio.

	Pruebas paramétricas	Pruebas NO paramétricas
MUESTRAS RELACIONADAS	T- STUDENT	<b>NO NECESARIAS</b>
MUESTRAS INDEPENDIENTES	ANOVA DE UN FACTOR	KRUSKAL- WALLIS

#### 4.2.3 T-test o prueba de muestras relacionadas: cambio en la inclinación del incisivo respecto a su plano en cada grupo

Se calcularon los *cambios de inclinación del incisivo superior* con respecto al plano maxilar, al plano SN, al plano Ba-Na, al plano de Frankfurt, al plano NA y al plano oclusal superior producidos por el tratamiento de ortodoncia para cada uno de los diferentes grupos de estudio. Se obtuvieron resultados estadísticamente significativos en los tres grupos de arco recto mientras que para los tres grupos de Tip-Edge®, solo hubo cambios significativos en el grupo de extracciones de primeros premolares.

A continuación, se muestran las tablas para cada uno de los grupos y sus seis variables cefalométricas en la prueba de muestras relacionadas inicio y final. Se expondrán las tablas a modo comparativo entre ambas técnicas según el grupo de extracciones y no extracciones respectivamente.

Para los grupos de *extracciones de segundos premolares*, los resultados obtenidos en la prueba T de muestras relacionados, fueron los siguientes:

**Tabla 13.** Pruebas de muestras emparejadas para las seis variables cefalométricas en extracciones de segundos premolares para la técnica de arco recto y la de Tip-Edge®.

Pruebas de T student							
EXTRACCIONES 5±5	EMPAREJADO DE VARIABLES CEFALOMÉTRICAS	ARCO RECTO			TIP-EDGE®		
		Diferencia de Medias (°)	Desv. estándar	Sig.	Diferencia de Medias (°)	Desv. estándar	Sig.
	ISPLAMAXI- ISPLAMAXF	-2,9	5,119	<b>0,02*</b>	-0,75	6,568	0,615
	ISSNI - ISSNF	-3,8	5,001	<b>0,003*</b>	-0,75	6,584	0,616
	ISBANAI - ISBANAF	-3,85	4,614	<b>0,001*</b>	-0,8	6,212	0,571
	ISPLANOFRANKFURTI- ISPLANOFRANKFURTF	-2,55	5,52	0,053	0,45	6,013	0,971
	ISNAI - ISNAF	3,05	4,454	<b>0,006*</b>	2,1	5,581	0,742
	ISPLANOCI - ISPLANOCF	-3,65	4,998	<b>0,004*</b>	0,05	6,083	0,109

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$

Para el grupo de extracciones de segundos premolares con *arco recto*, excepto para la inclinación del incisivo superior con el plano Frankfurt, todas las demás variables sufrieron cambios estadísticamente significativos entre el inicio y final de tratamiento con una pérdida de torque promedio entre 2° y 3°. Tal como se vio en las estadísticas descriptivas, este grupo partía en sus variables cefalométricas al inicio prácticamente en la norma o

ligeramente por encima, por lo que se puede decir que se produjo una *pérdida de torque estadísticamente significativa* tras el tratamiento.

Por el contrario, para el mismo grupo de extracciones de segundos premolares con la técnica de *Tip-Edge®*, no se dieron cambios estadísticamente significativos en ninguna de las seis variables. Teniendo en cuenta que inicialmente la media partía de la norma y que, de promedio, se redujo en 0,5° el torque final, se puede concluir que la media fue casi en la norma exacta inicial. Por tanto, al no haber cambios estadísticamente significativos entre el inicio y final de la muestra tras un tratamiento de extracciones de segundos premolares que partía de la norma, *el torque se ha preservado de manera fiel* mediante el uso de la técnica Tip-Edge®.

Para los grupos *de extracciones de primeros premolares*, los resultados obtenidos en la prueba T de muestras relacionados, fueron los siguientes:

**Tabla 14.** Pruebas de muestras emparejadas para las seis variables cefalométricas en extracciones de primeros premolares para la técnica de arco recto y la de Tip-Edge®.

Pruebas de T student							
EXTRACCIONES 4+4	EMPAREJADO DE VARIABLES CEFALOMÉTRICAS	ARCO RECTO			TIP-EDGE®		
		Diferencia de Medias (°)	Desviación estándar	Sig.	Diferencia de Medias (°)	Desv. estándar	Sig.
	ISPLAMAXI- ISPLAMAXF	-3	8,329	0,124	-5,35	5,04	<b>0,000 *</b>
	ISSNI - ISSNF	-3,05	7,681	0,092	-6,1	5,893	<b>0,000 *</b>
	ISBANAI - ISBANAF	-2,6	7,577	0,141	-6,55	5,717	<b>0,000 *</b>
	ISPLANOFRANKFURTI- ISPLANOFRANKFURTF	-2	7,954	0,118	-4,45	5,605	<b>0,000 *</b>
	ISNAI - ISNAF	3,2	6,59	0,275	5,8	4,797	<b>0,002 *</b>
	ISPLANOCI - ISPLANOCF	-2,8	7,641	0,043	-6,25	5,857	<b>0,000 *</b>

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$

Para el grupo de extracciones de primeros premolares con *arco recto*, excepto para la inclinación del incisivo superior con el plano oclusal superior con una ganancia de torque promedio de 3,2°, ninguna de las variables restantes sufrió cambios significativos estadísticamente entre el inicio y final de tratamiento. Tal como se vio en las estadísticas descriptivas, este grupo partía en sus variables cefalométricas al inicio por debajo de la norma, de 4° en referencia al plano oclusal superior, por lo que se puede decir que **no se produjo un aumento de torque estadísticamente significativo** tras el tratamiento.

Sin embargo, para el mismo grupo de extracciones de primeros premolares con la técnica de **Tip-Edge®**, se dieron cambios estadísticamente significativos en las seis variables estudiadas. Teniendo en cuenta que inicialmente la media partía ligeramente por encima de la norma y que de promedio se perdieron unos 5,75° respecto al torque inicial, se puede decir que se dieron importantes cambios entre el inicio y final de la muestra, que partía ligeramente por encima de la norma, por lo que el torque mediante esta técnica **se perdió de manera severa y estadísticamente significativa**.

Para los grupos de **no extracciones de premolares**, los resultados obtenidos en la prueba T de muestras relacionados, fueron los siguientes:

**Tabla 15.** Pruebas de muestras emparejadas para las seis variables cefalométricas en grupos de no extracciones de premolares para la técnica de arco recto y la de Tip-Edge®.

Pruebas de T student							
NO EXTRACCIONES	EMPAREJADO DE VARIABLES CEFALOMÉTRICAS	ARCO RECTO			TIP-EDGE®		
		Diferencia de Medias (°)	Desv. estándar	Sig.	Diferencia de Medias (°)	Desv. estándar	Sig.
	ISPLAMAXI-ISPLAMAXF	8,1	7,698	<b>0,000 *</b>	1,2	4,969	0,294
	ISSNI - ISSNF	7,35	7,849	<b>0,000 *</b>	0,45	5,969	0,740
	ISBANAI - ISBANAF	8,05	7,577	<b>0,000 *</b>	0,85	5,706	0,513
	ISPLANOFRANKFURTI- ISPLANOFRANKFURTF	8,25	8,99	<b>0,001 *</b>	1,3	4,646	0,245
	ISNAI - ISNAF	-5,95	7,03	<b>0,001 *</b>	1,2	5,396	0,226
	ISPLANOCI - ISPLANOCF	7,55	8,835	<b>0,001 *</b>	5,4	20,148	0,332

\* Existe una significancia estadística por  $\leq 0,05$

Para el grupo de no extracciones con **arco recto**, todas las variables para la inclinación del incisivo superior tuvieron un nivel de significación menor al 5% con un aumento de la inclinación promedio de 7,5°, entre el inicio y final de tratamiento. Tal como se vio en las estadísticas descriptivas, este grupo partía en sus variables cefalométricas considerablemente por debajo de la norma, por lo que se puede decir que tras el tratamiento se produjo un **importante aumento de la inclinación, estadísticamente significativo**.

Sin embargo, para el mismo grupo de no extracciones con la técnica de **Tip-Edge®**, no se dieron cambios estadísticamente significativos en las seis variables estudiadas. Considerando que inicialmente la media partía en la norma o ligeramente por debajo y que de promedio se dio un aumento de torque de 1,73° respecto al torque inicial, se puede

concluir que no se dieron cambios estadísticamente significativos entre el inicio y final de la muestra tras un tratamiento sin extracciones de premolares, por lo que esta técnica *preservó la inclinación incisiva de manera muy fidedigna*.

#### 4.2.4 Test de ANOVA para muestras independientes: inclinación final del incisivo respecto a sus planos en los diferentes grupos

Se estudiaron las relaciones estadísticas entre los seis valores cefalométricos de inclinación del incisivo superior finales, el tiempo de tratamiento y los cambios de longitud radicular al final de tratamiento (reabsorción radicular) entre los distintos grupos.

Los resultados mostraron lo siguiente:

##### 4.2.4.1 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano maxilar en los distintos grupos

Para la inclinación del *incisivo superior con respecto al plano maxilar*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

Observamos en el test de ANOVA que la significación fue menor a 0,05, lo que quiere decir que sí había diferencias entre al menos dos de los grupos. Además, la prueba de homogeneidad mostró un nivel de significación mayor a 0,05, por lo que para ver estadísticamente entre que grupos se encontraban las diferencias, se aplicó la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto:

**Tabla 16.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano maxilar*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS a PLMXF	EXOS 5 SW		1	0,336	1	1	1
	EXOS 4 SW	1		<b>0,014*</b>	1	1	0,093
	NO EXOS SW	0,336	<b>0,014*</b>		0,911	<b>0,022*</b>	1
	EXOS 5 TP	1	1	0,911		1	1
	EXOS 4 TP	1	1	<b>0,022*</b>	1		0,135
	NO EXOS TP	1	0,093	1	1	0,135	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con los grupos de *extracciones de primeros premolares de arco recto y Tip-Edge®*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 3).

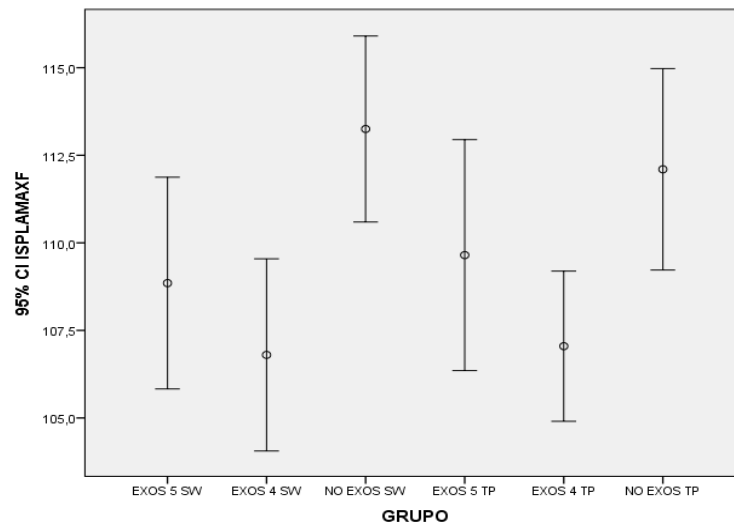


Gráfico 3.

#### 4.2.4.2 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano SN en los distintos grupos

Para la inclinación del incisivo superior con respecto *al plano maxilar*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

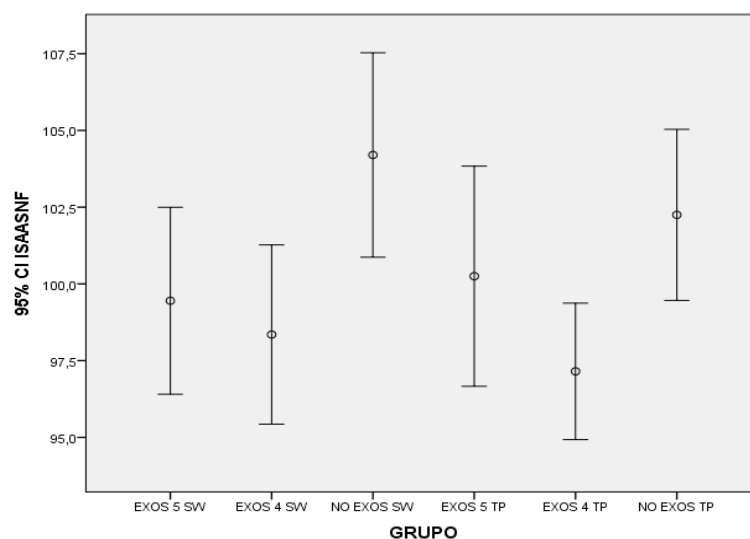
Observamos en el test de ANOVA que la significación fue menor a 0,05, lo que quiere decir que sí había diferencias entre al menos dos de los grupos. De nuevo, la prueba de homogeneidad mostró un nivel de significación mayor a 0,05, por lo que para ver estadísticamente entre que grupos estaban las diferencias, se aplicó la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto:

**Tabla 17.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano SN*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS a SN F	EXOS 5 SW		1	0,321	1	1	1
	EXOS 4 SW	1		0,073	1	1	0,869
	NO EXOS SW	0,321	0,073		0,823	<b>0,011*</b>	1
	EXOS 5 TP	1	1	0,823		1	1
	EXOS 4 TP	1	1	<b>0,011*</b>	1		0,205
	NO EXOS TP	1	0,869	1	1	0,205	

\* Existe una significancia estadística por  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con el grupo de *extracciones de primeros premolares de Tip-Edge®*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 4).

**Gráfico 4.**

#### 4.2.4.3 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano BaNa en los distintos grupos

Para la inclinación del incisivo superior con respecto al *plano BaNa*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

Observamos en el test de ANOVA que la significación fue menor a 0,05, lo que quiere decir que había diferencias entre al menos dos de los grupos. Además, la prueba de homogeneidad volvió a mostrar un nivel de significación mayor a 0,05, por lo que para ver



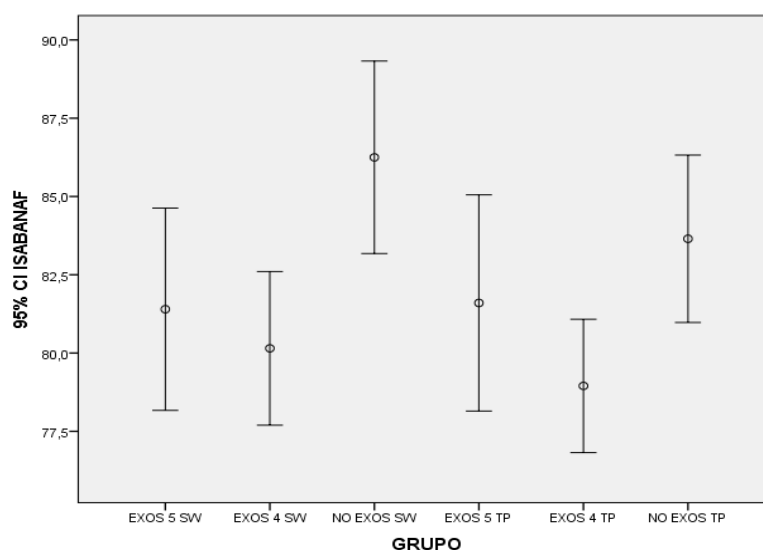
estadísticamente entre que grupos estaban las diferencias, se aplicó la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos:

**Tabla 18.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano BaNa*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS A BaNa F	EXOS 5 SW		1	0,208	1	1	1
	EXOS 4 SW	1		<b>0,032*</b>	1	1	1
	NO EXOS SW	0,208	<b>0,032*</b>		0,273	<b>0,004*</b>	1
	EXOS 5 TP	1	1	0,273		1	1
	EXOS 4 TP	1	1	<b>0,004*</b>	1		0,256
	NO EXOS TP	1	1	1	1	0,256	

\* Existe una significancia estadística por  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre *el grupo de no extracciones de arco recto* con los grupos de *extracciones de primeros premolares de arco recto y Tip-Edge®*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 5).



**Gráfico 5.**

#### 4.2.4.4 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano Frankfurt en los distintos grupos

Para la inclinación del incisivo superior con respecto *al plano Frankfurt*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

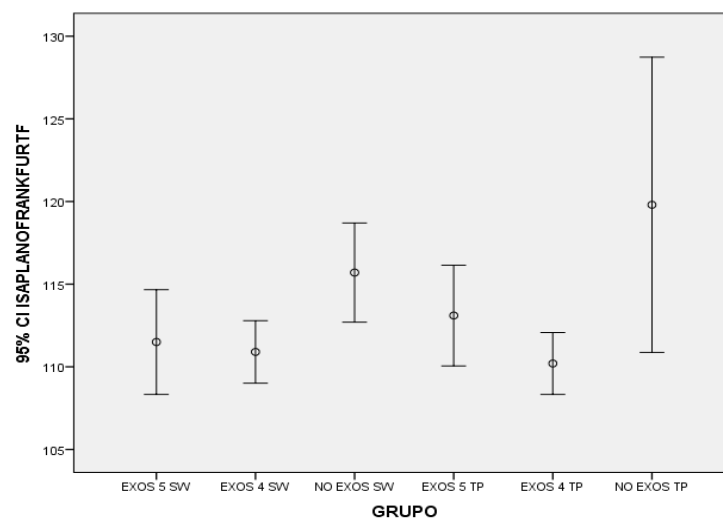
Observamos en el test de ANOVA que la significación fue menor a 0,05, lo que quiere decir que sí había diferencias entre al menos dos de los grupos. Además, la prueba de homogeneidad mostró un nivel de significación mayor a 0,05, por lo que para ver estadísticamente entre que grupos se encontraban las diferencias, se aplicó la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto:

**Tabla 19.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano Frankfurt*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS A PFRANKFURT F	EXOS 5 SW		1	1	1	1	0,089
	EXOS 4 SW	1		1	1	1	<b>0,049*</b>
	NO EXOS SW	1	1		1	0,985	1
	EXOS 5 TP	1	1	1		1	0,382
	EXOS 4 TP	1	1	0,985	1		<b>0,023*</b>
	NO EXOS TP	0,089	<b>0,049*</b>	1	0,382	<b>0,023*</b>	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de Tip-Edge®* con los grupos de *extracciones de primeros premolares de arco recto y de Tip-Edge®*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 6).



**Gráfico 6.**

#### 4.2.4.5 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano NA en los distintos grupos

Para la inclinación del incisivo superior con respecto *al plano NA*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

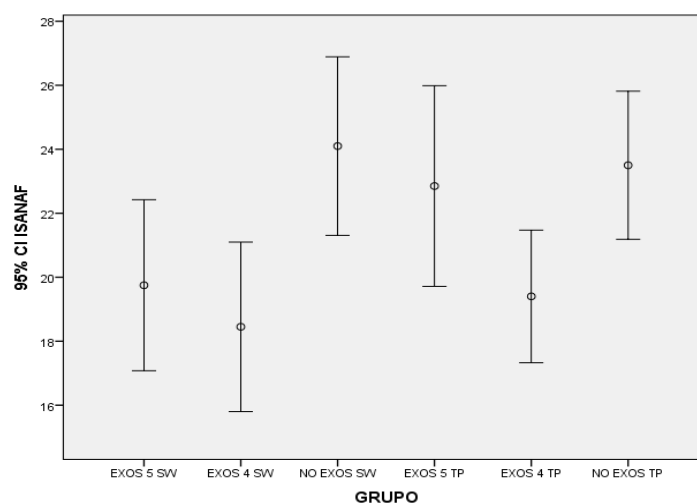
Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 20.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano NA*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS a NA F	EXOS 5 SW		1	0,237	1	1	0,553
	EXOS 4 SW	1		<b>0,028*</b>	0,22	1	0,079
	NO EXOS SW	0,237	<b>0,028*</b>		1	0,139	1
	EXOS 5 TP	1	0,22	1		0,818	1
	EXOS 4 TP	1	1	0,139	0,818		0,341
	NO EXOS TP	0,553	0,079	1	1	0,341	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con el grupo de *extracciones de primeros premolares de arco recto*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 7).



**Gráfico 7.**

#### 4.2.4.6 Inclinación final del incisivo superior respecto al plano oclusal en los distintos grupos

Para la inclinación del incisivo superior con respecto *al plano oclusal*, obtuvimos las medias y desviaciones típicas para los seis grupos de estudio descritas en el epígrafe 9.1.2.1.

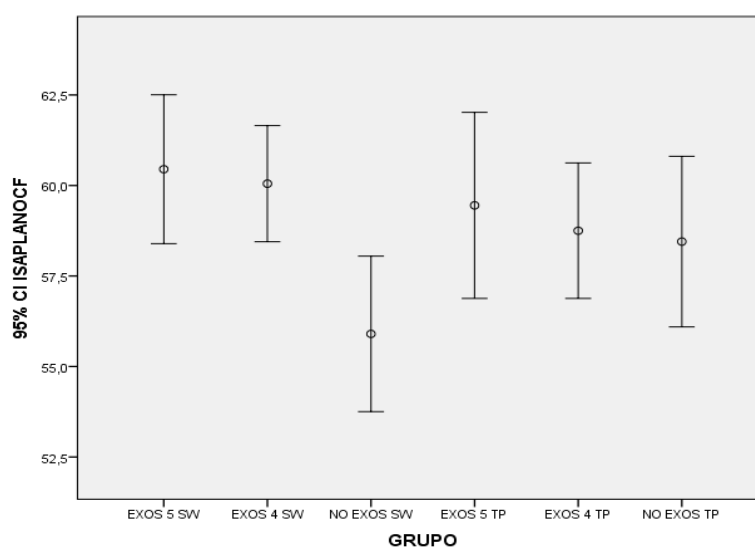
Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 21.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni del incisivo superior final respecto al *plano oclusal*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
IS a PO F	EXOS 5 SW		1	0,029*	1	1	1
	EXOS 4 SW	1		0,069	1	1	1
	NO EXOS SW	0,029*	0,069		0,223	0,741	1
	EXOS 5 TP	1	1	0,223		1	1
	EXOS 4 TP	1	1	0,741	1		1
	NO EXOS TP	1	1	1	1	1	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que únicamente existen diferencias significativas en los cambios de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con los grupos de *extracciones de segundos premolares de arco recto*, en los que disminuye la inclinación del incisivo superior con el tratamiento de ortodoncia (Gráfica 8).



**Gráfico 8.**

#### 4.2.5 Test de ANOVA para muestras independientes: grados de inclinación incisiva obtenidos respecto a sus planos en los distintos grupos

##### 4.2.5.1 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano maxilar

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto *al plano maxilar*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, es decir, que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue *menor* a 0,05, realizamos la prueba múltiple de robustez Post-Hoc T3 de Dunnett que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 22.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano maxilar*.

T3 DE DUNNETT		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. MX.	EXOS 5 SW		1	<b>0,0001*</b>	0,9802	0,8564	0,1819
	EXOS 4 SW	1		<b>0,0013*</b>	0,9968	0,9885	0,5704
	NO EXOS SW	<b>0,0001*</b>	<b>0,0013*</b>		<b>0,0055*</b>	<b>0,0001*</b>	<b>0,0280*</b>
	EXOS 5 TP	0,9802	0,9968	<b>0,0055*</b>		0,2206	0,9908
	EXOS 4 TP	0,8564	0,9885	<b>0,0001*</b>	0,2206		<b>0,0027*</b>
	NO EXOS TP	0,1819	0,5704	<b>0,0280*</b>	0,9908	<b>0,0027*</b>	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el grupo de **no extracciones de arco recto** con **todos los grupos** restantes y el de **extracciones de primeros premolares de Tip-Edge®** con el de **no extracciones de Tip-Edge** (Gráfica 9).

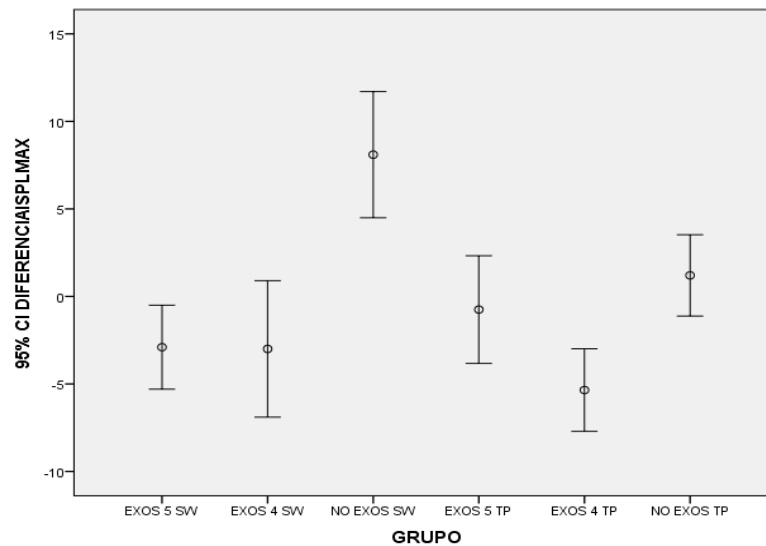


Gráfico 9.

#### 4.2.5.2 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano SN

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto *al plano SN*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 23.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano SN*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. SN	EXOS 5 SW		1	<b>0,000*</b>	1	1	0,648
	EXOS 4 SW	1		<b>0,000*</b>	1	1	1
	NO EXOS SW	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>		<b>0,002 *</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,018 *</b>
	EXOS 5 TP	1	1	<b>0,002*</b>		0,17	1
	EXOS 4 TP	1	1	<b>0,000*</b>	0,17		<b>0,031 *</b>
	NO EXOS TP	0,648	1	<b>0,018 *</b>	1	<b>0,031 *</b>	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el grupo de **no extracciones de arco recto** con **todos los grupos** restantes y el de extracciones de **primeros premolares de Tip-Edge®** con el de **no extracciones de Tip-Edge®** (Gráfica 10).

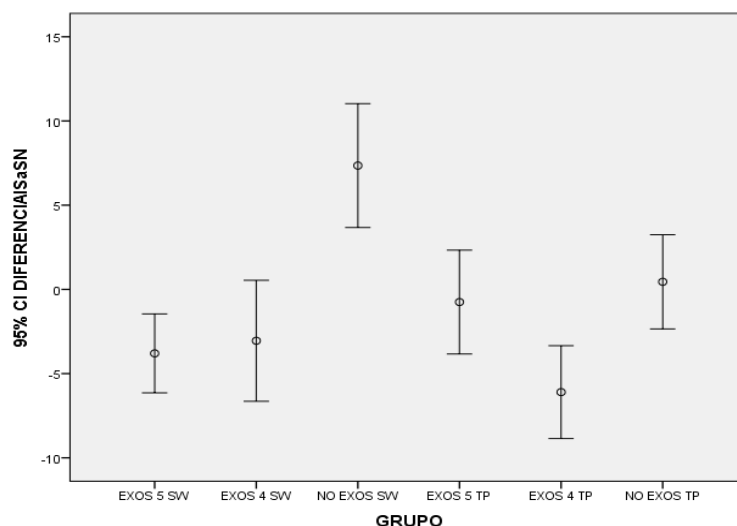


Gráfico 10.

#### 4.2.5.3 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano BaNa

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto *al plano BaNa*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

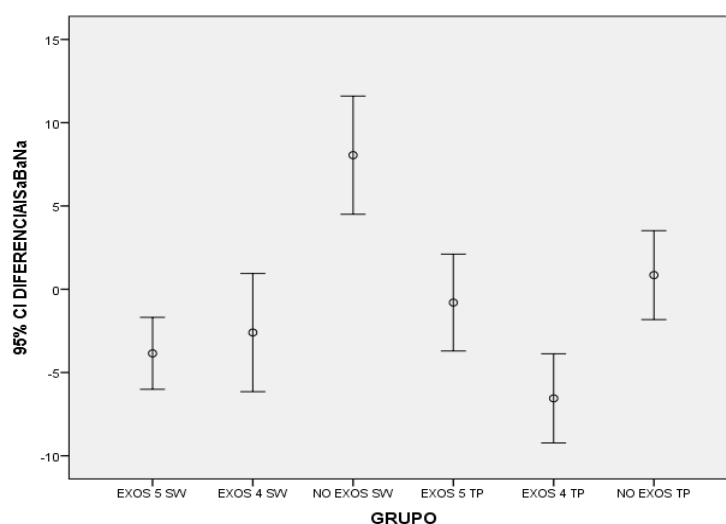
Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 24.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano BaNa*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. BaNa	EXOS 5 SW		1	0,000 *	1	1	0,307
	EXOS 4 SW	1		0,000 *	1	0,76	1
	NO EXOS SW	0,000 *	0,000 *		0,000 *	0,000 *	0,007 *
	EXOS 5 TP	1	1	0,000 *		0,072	1
	EXOS 4 TP	1	0,76	0,000 *	0,072		0,005 *
	NO EXOS TP	0,307	1	0,007 *	1	0,005 *	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con *todos los grupos* restantes y el de extracciones de *primeros premolares de Tip-Edge®* con el de *no extracciones de Tip-Edge®* (Gráfica 11).

**Gráfico 11.**

#### 4.2.5.4 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano de Frankfurt

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto *al plano Frankfurt*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y dado que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de



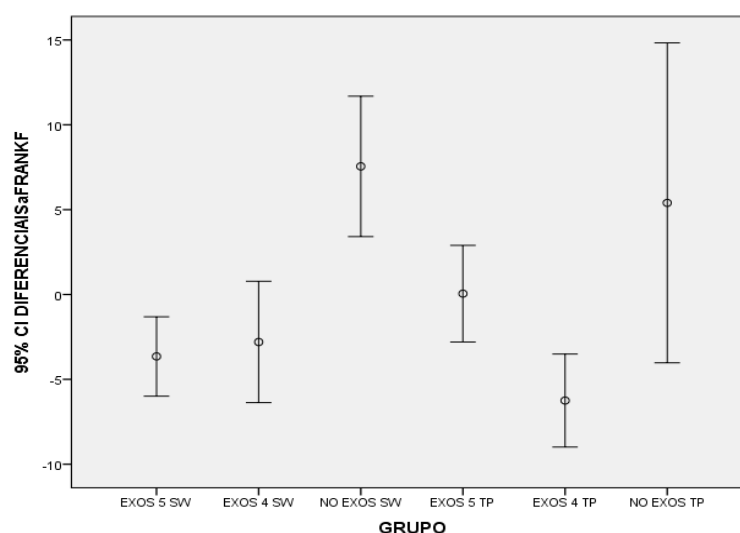
significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 25.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano Frankfurt*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. FRANK	EXOS 5 SW		1	0,012 *	1	1	0,097
	EXOS 4 SW	1		0,029 *	1	1	0,2
	NO EXOS SW	0,012 *	0,029 *		0,35	0,001 *	1
	EXOS 5 TP	1	1	0,35		0,839	1
	EXOS 4 TP	1	1	0,001 *	0,839		0,008 *
	NO EXOS TP	0,097	0,20	1	1	0,008 *	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con *todos los grupos restante de arco recto* y con el grupo de *extracciones de primeros premolares de Tip-Edge®*. A su vez, éste último presentaba diferencias con el de *no extracciones de Tip-Edge®* (Gráfica 12).



**Gráfico 12.**

#### 4.2.5.5 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano NA

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto al *plano NA*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

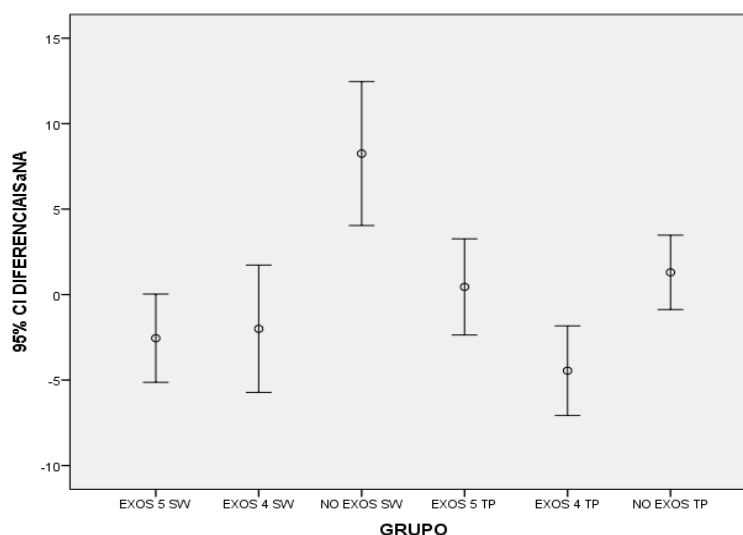
Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, es decir, que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue **menor a 0,05**, realizamos la prueba múltiple de robustez Post-Hoc T3 de Dunnett que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 26.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano NA*.

T3 DE DUNNETT		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. NA	EXOS 5 SW		1	<b>0,001*</b>	0,7845	0,9892	0,2675
	EXOS 4 SW	1,0000		<b>0,0071*</b>	0,9871	0,9838	0,8089
	NO EXOS SW	<b>0,001 *</b>	<b>0,0071*</b>		<b>0,0399*</b>	<b>0,0001*</b>	0,0637
	EXOS 5 TP	0,7845	0,9871	<b>0,0399*</b>		0,1472	0,9999
	EXOS 4 TP	0,9892	0,9838	<b>0,0001*</b>	0,1472		<b>0,0164*</b>
	NO EXOS TP	0,2675	0,8089	0,0637	0,9999	<b>0,0164*</b>	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el *grupo de no extracciones de arco recto* con *todos* los grupos restantes *menos el de no extracciones de Tip-Edge®* y el grupo de *no extracciones de Tip-Edge®* con el de *extracciones de primeros premolares de Tip-Edge®* (Gráfica 13).



**Gráfico 13.**

#### 4.2.5.6 Grados obtenidos de inclinación incisiva respecto al plano oclusal

Para los grados conseguidos de inclinación del incisivo superior con respecto *al plano oclusal*, obtuvimos los estadísticos descritos anteriormente en los seis grupos de estudio (Epígrafe 9.1.2.2).

Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, lo que quiere decir que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son, y teniendo en cuenta que en la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue mayor a 0,05, realizamos la prueba Post-Hoc de Bonferroni que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos.

**Tabla 27.** Prueba Post-Hoc de Bonferroni para los grados del incisivo superior respecto al *plano oclusal*.

BONFERRONI		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. GRADOS I/P. PO	EXOS 5 SW		1	0,000 *	1	1	1
	EXOS 4 SW	1		0,000 *	1	1	1
	NO EXOS SW	0,000 *	0,000 *		0,000 *	0,000 *	0,002 *
	EXOS 5 TP	1	1	0,000 *		0,644	1
	EXOS 4 TP	1	1	0,000 *	0,644		0,184
	NO EXOS TP	1	1	0,002 *	1	0,184	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas en los grados de inclinación del incisivo superior entre el grupo de *no extracciones de arco recto* con *todos* los grupos restantes (Gráfica 14).

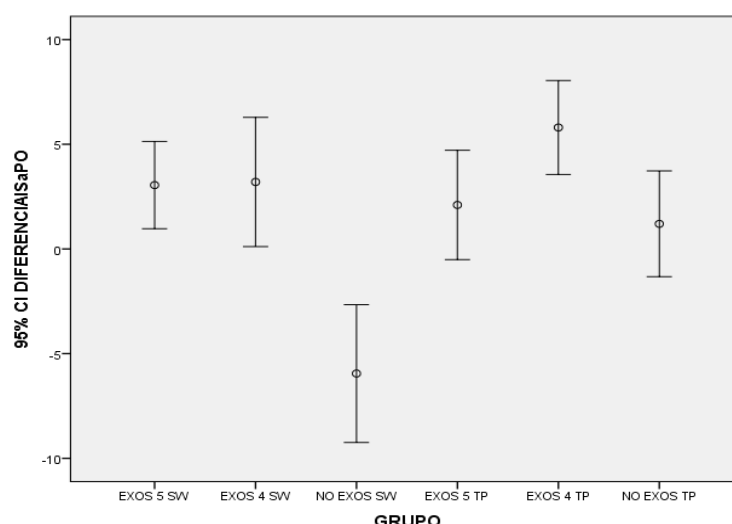


Gráfico 14.

#### 4.2.6 Test de ANOVA para muestras independientes: diferencia en los tiempos de tratamiento entre los distintos grupos

Los estadísticos descriptivos obtenidos para el tiempo de tratamiento en los seis grupos de estudio están detallados en el epígrafe 9.1.2.

Observamos en el test de ANOVA que la significación es menor a 0,05, es decir, que sí hay diferencias entre al menos dos de los grupos. Para ver estadísticamente entre que grupos son y, debido a que la prueba de homogeneidad de varianzas el nivel de significación fue **menor a 0,05**, realizamos la prueba múltiple de robustez Post-Hoc T3 de Dunnett que compara cada uno de los grupos con el resto de los grupos:

**Tabla 28.** Prueba Post-Hoc de Dunnett para la diferencia de *tiempos de tratamiento*.

T3 DUNNETT		EXOS 5 SW	EXOS 4 SW	NO EXOS SW	EXOS 5 TP	EXOS 4 TP	NO EXOS TP
DIF. TIEMPOS DE TRATAMIENTO	EXOS 5 SW		,0061	0,063	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>
	EXOS 4 SW	,0061		1,000	<b>0,016*</b>	0,242	<b>0,000*</b>
	NO EXOS SW	,0063	1,000		<b>0,006 *</b>	0,140	<b>0,000*</b>
	EXOS 5 TP	<b>,000*</b>	<b>,0016*</b>	<b>0,006*</b>		0,616	<b>0,011*</b>
	EXOS 4 TP	<b>,000*</b>	,242	0,140	0,616		<b>0,002*</b>
	NO EXOS TP	<b>,000*</b>	<b>,000*</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,011*</b>	<b>0,002*</b>	

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

Observamos que existen diferencias significativas entre el grupo de *extracciones de segundos premolares con arco recto* y el *resto de grupos con la técnica Tip-Edge®*, entre el grupo de *extracciones de primeros premolares con arco recto* y el de *segundos*

*premolaes y no extracciones con Tip-Edge®* y entre el grupo de *no extracciones de arco recto* y el de *no extracciones y extracciones de segundos premolaes con Tip-Edge®* (Gráfica 15).

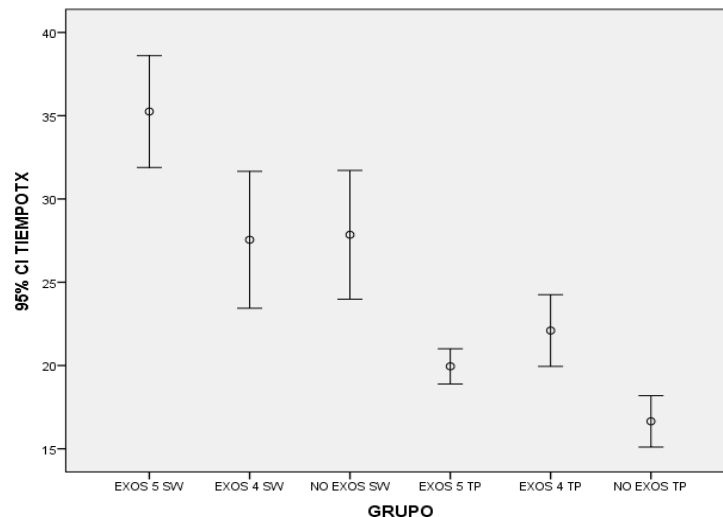


Gráfico 15.

#### 4.2.7 Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes: porcentaje de reabsorción radicular incisiva en los distintos grupos

Los estadísticos descriptivos obtenidos para el porcentaje de reabsorción radicular en el incisivo superior en los seis grupos de estudio, fueron ya descritos en el epígrafe 9.1.2.

Puesto que esta variable no siguió una distribución normal (Epígrafe 9.1.3) hemos de aplicar, en esta ocasión, una prueba no paramétrica de *Kruskal-Wallis* que se resume en la siguiente tabla (Epígrafe 9.1.7):

**Tabla 29.** Prueba de Kruskal-Wallis para la *reabsorción radicular incisivo superior* entre los grupos.

	GRUPO	N	Rango promedio	Chi-cuadrado	gl	Sig. asintótica
% Reabsorción Radicular	EXOS 5 SW	20	18,23	1,52	1	0,217
	EXOS 4 SW	20	22,78			
	EXOS 5 SW	20	29,18	0,396	2	0,138
	EXOS 4 SW	20	36,53			
	NO EXOS SW	20	25,8			
	EXOS 5 SW	20	37,6	5,096	3	0,165
	EXOS 4 SW	20	48,2			
	NO EXOS SW	20	32,73			
	EXOS 5 TP	20	43,48			

% Reabsorción Radicular	EXOS 5 SW	20	47,15	5,878	4	0,208
	EXOS 4 SW		61,23			
	NO EXOS SW	20	41,05			
	EXOS 5 TP	20	55,33			
	EXOS 4 TP	20	47,75			
	EXOS 5 SW	20	58,03	8,612	5	0,126
	EXOS 4 SW	20	75,95			
	NO EXOS SW	20	50,95			
	EXOS 5 TP	20	68,8			
	EXOS 4 TP	20	59,4			
	NO EXOS TP	20	49,88			
	EXOS 4 SW	20	24,25	4,138	1	0,042 *
	NO EXOS SW	20	16,75			
	EXOS 4 SW	20	35,93	6,113	2	0,106
	NO EXOS SW	20	23,68			
	EXOS 5 TP	20	31,9			
	EXOS 4 SW	20	37,6	5,096	3	0,165
	NO EXOS SW	20	48,2			
	EXOS 5 TP	20	32,73			
	EXOS 4 TP	20	43,48			
	EXOS 4 SW	20	63,68	9,308	4	0,054
	NO EXOS SW	20	41,9			
	EXOS 5 TP	20	57,23			
	EXOS 4 TP	20	48,95			
	NO EXOS TP	20	40,75			
	NO EXOS SW	20	17,43	2,78	1	0,095
	EXOS 5 TP	20	23,58			
	NO EXOS SW	20	25,75	3,085	2	0,214
	EXOS 5 TP	20	35,43			
	EXOS 4 TP	20	30,33			
	NO EXOS SW	20	35,65	4,521	3	0,21
	EXOS 5 TP	20	48,9			
	EXOS 4 TP	20	41,98			
	NO EXOS TP	20	35,48			
	EXOS 5 TP	20	22,35	1,006	1	0,316
	EXOS 4 TP	20	18,65			
	EXOS 5 TP	20	35,83	3,602	2	0,165
	EXOS 4 TP	20	30,3			
	NO EXOS TP	20	25,38			
	EXOS 4 TP	20	22,15	0,802	1	0,37
	NO EXOS TP	20	18,85			

\* Existe una significancia estadística por ser  $\leq 0,05$ .

A modo de resumen, cuando aplicamos la prueba de Kruskal-Wallis para los cambios de longitud radicular, observamos que el nivel de significación estadística era mayor a 0,05 para todos los grupos excepto para los grupos de arco recto con *extracciones de primeros premolares* y el *de no extracciones de premolares* lo que indica que existen diferencias en el comportamiento de la reabsorción radicular siendo el de extracciones de primeros premolares el que presentaba mayor reabsorción radicular (Gráfico 16).

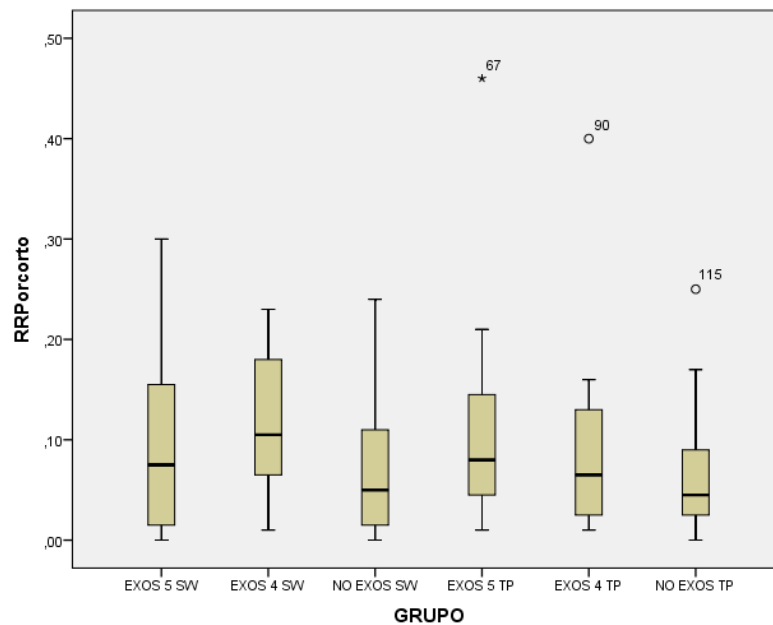


Gráfico 16.

#### 4.2.8 Correlación de Pearson entre los tres tipos de variables.

Analizamos las correlaciones estadísticas entre los siguientes pares de variables:

1. Diferencias en la torsión del incisivo superior ( $T_2 - T_1$ ) / Reabsorción radicular ( $T_2 - T_1$ ).
2. Diferencias en la torsión del incisivo superior ( $T_2 - T_1$ ) / Tiempo de tratamiento ( $T_2 - T_1$ ).
3. Reabsorción radicular ( $T_2 - T_1$ ) / Tiempo de tratamiento ( $T_2 - T_1$ ).

Dentro de los resultados obtenidos no encontramos ninguna correlación estadísticamente significativa tal como figura en la tabla 30 y en las gráficas del epígrafe 9.1.8.

**Tabla 30.** Prueba de correlación de Pearson para las variables cefalométricas de los grados de inclinación obtenida en el incisivo superior, la variable tiempo de tratamiento y la variable reabsorción radicular.

Correlaciones entre las variables estudiadas		
	Sig. (bilateral)	
	Tiempo de tratamiento	% Reabsorción radicular
<b>Tiempo de tratamiento</b>		0,192
<b>% Reabsorción radicular</b>	0,192	
<b>DIFERENCIAISaPLMAX</b>	0,788	0,404
<b>DIFERENCIAISaSN</b>	0,833	0,419
<b>DIFERENCIAISaBaNa</b>	0,858	0,447
<b>DIFERENCIAISaFRANKFURT</b>	0,580	0,537
<b>DIFERENCIAISaNA</b>	0,600	0,506
<b>DIFERENCIAISaPO</b>	0,189	0,409

Sin embargo, todas las correlaciones fueron mayores a cero y menor a 1, por tanto, se trataba de una correlación positiva. Esto significaba que, ante más grados de torsión obtenidos, más tiempo de tratamiento y más riesgo de reabsorción radicular se podía tener.



# 5.Discusión



## 5 DISCUSIÓN

Desde que Angle desarrollara “el último y el mejor aparato”<sup>12</sup> el control tridimensional en el movimiento dental es de obligado cumplimiento para cualquier técnica de ortodoncia. Sin la menor duda, los movimientos radicales son los más complejos de realizar por las exigencias biomecánicas y sistemas de fuerzas necesarios, así como por la propia resistencia a dichos movimientos en relación al sostén óseo.

La torsión radicular en el plano vestíbulo-lingual presenta connotaciones numerosas, entre ellas, la importación en la oclusión estática, así como la dinámica, la guía anterior / ángulo interincisivo y, cómo no, el valor estético en la sonrisa de cualquier paciente que sea tratado de ortodoncia. Dentro de otras áreas odontológicas distintas a la ortodoncia como pueden ser la prostodoncia, la implantología y la estética dental, el torque anterior es un objetivo clave para el éxito de cualquiera de sus tratamientos, especialmente cuando son interdisciplinarios. En otras especialidades como la cirugía ortognática, la posición del incisivo superior y el torque en relación al marco facial del paciente es de hecho, la piedra angular del tratamiento. Toda planificación ante un tratamiento ortognático-ortodóncico comenzará siempre desde las partes blandas de la cara y a partir del incisivo superior. Desde éste, se construirán los movimientos esqueléticos y dentoalveolares necesarios para obtener unos resultados adecuados en los tres planos: faciales, esqueléticos y dentales.

Ya desde los inicios de la búsqueda de un torque incisivo adecuado, han sido numerosos los enfoques mecánicos para su obtención. Sin embargo, la torsión del alambre o de la ranura del bracket ha perdurado como la mecánica en esencia para llegar a dicho movimiento, no sin una dilatada controversia recogida a lo largo de la literatura, así como intentos mediante otras formas fuera de la mecánica ranura-arco. No se puede obviar el hecho de que un movimiento como el torque es tan relevante para un tratamiento de ortodoncia como difícil de obtener para cualquier técnica que se precie. Esto mismo, ha llevado en las últimas décadas a un despertar por ahondar más en el conocimiento del mismo y clarificar, reiteradamente en numerosos foros y debates científicos, las sutiles diferencias clínicas entre lo que es el movimiento de torque de lo que es un mero movimiento de inclinación vestibular cuyo centro de rotación se encuentra en las antípodas del que ocurre en el torque, el ápice del diente. Dicho debate se abrió ostensiblemente en la década de los años setenta y ochenta con el apogeo de las técnicas programadas y automáticas de arco recto, sobre las que se cuestionó, y se sigue cuestionando, el hecho de que el torque incisivo

final fuera tan preciso como acuñaban las numerosas prescripciones de la aparatología preajustada. Son muchos los factores mecánicos, industriales y biológicos los que han apuntado a la compleja obtención de un torque tan preciso como abogaban los autores de tales prescripciones, lo cual ha quedado en entredicho<sup>157</sup> en numerosas publicaciones. La necesidad de compensar las deficiencias en la obtención adecuada del torque mediante la aparatología preajustada de arco recto han mantenido siempre en el presente “el pasado mecánico” de la torsión de los alambres rectangulares, por lo que su uso ha sido casi rutinario en la mayoría de las técnicas preajustadas hasta la actualidad.

A finales de los años noventa y principios de este siglo, la irrupción de la aparatología autoligable en las técnicas de arco recto despertó, de nuevo, un fuerte interés por el mecanismo de torque dada sus deficiencias en los tratamientos<sup>93</sup>. Una vez más, el emerger de una nueva técnica se empañaba por algo tan simple, pero a la vez tan complejo, como era la correcta obtención del torque. Numerosos fueron los artículos científicos que pusieron de manifiesto su déficit, pero en esta ocasión, la industria de la ortodoncia discurrió ágilmente por una solución en pro de la producción mediante el stock de distintas prescripciones para la mayoría de los dientes, especialmente los del frente anterior y casos con extracciones<sup>158</sup>. De esta forma, el clínico aprendió a corregir el problema mediante el uso de prescripciones híper o hipo corregidas en base al torque inicial del diente en el entorno de su maloclusión. No dejaba de ser una forma de aceptar las severas deficiencias que presentaban los brackets preajustados, en especial los autoligables pasivos, debido al enorme juego que se daba entre el arco y la ranura y que, finalmente, se saldaban con el uso de sobre o infra correcciones en los grados de torque seleccionados. Esta forma de proceder ya tenía sus antecedentes con el uso de diferentes prescripciones, solo que en esta ocasión se protocolizaba, a la vez que se salvaban, los intereses de la industria ante sus déficits de fabricación.

Cuando a principios de este siglo la tecnología CAD/ CAM debutó en el campo de la ortodoncia mediante las técnicas individualizadas de ortodoncia lingual y alineadores invisibles, el reto del torque se comenzó a consensuar en lo que otros, en otra era, habían propugnado: el movimiento de torque debía de ser individualizado dentro del contexto de cada paciente mediante los recursos mecánicos disponibles. En esta ocasión, será la tecnología la que se encargue de hacer dichos esfuerzos mecánicos para la individualización, tal y como los ortodoncistas de antaño ingeniaran, los mismos que definieron lo que casi un siglo después se ha pretendido redefinir conceptualmente, el torque.

## 5.1 Discusión de la metodología

### 5.1.1 Muestra del Estudio

La configuración de la muestra es determinante para cualquier trabajo de investigación. A la hora de plantearnos este trabajo, nos basamos en estudios similares sobre la expresión del torque, sin embargo, la mayor parte de ellos se han basado en estudios in vitro mediante el uso de aparatología calibrada tanto para medir arcos, ranuras y sus relaciones, como para ejercer y medir torsiones en alambres insertados sobre las ranuras de dientes en modelos artificiales (Tipodontos). No es cuestionable que éstos describen conceptos de manera más precisa y clarificadora que los estudios in vivo, teniendo en cuenta que son numerosos los factores mecánicos e industriales que tienen relevancia sobre la obtención del torque. La interpretación de los mismos no siempre es perfectamente válida para lo que acontece clínicamente, entre otras cosas, porque el torque se disipa con los dientes adyacentes y esto no sucede en los estudios in vitro. El atractivo de los estudios in vitro está en los bajos costes, la escasa necesidad de aprobación del comité ético y la fácil disponibilidad. Pero lo cierto es que no simulan correctamente lo que ocurre en la cavidad oral, en nuestro caso el remodelado de los tejidos a causa de las fuerzas, por lo que algunos investigadores como George et al.<sup>159</sup>, Xia y Chen<sup>160</sup> o Christiansen y Burstone<sup>161</sup>, han incluso tratado de simular el ligamento periodontal y su hueso para obtener resultados más reales mediante dispositivos con ligamentos artificiales. Al realizar pruebas de torque con estos dispositivos se ha concluido que no eran esenciales en el estudio del torque y sus magnitudes.

Determinar las fuerzas usadas en ortodoncia ha sido complejo, tal como revela la literatura científica, e investigar la inclinación de los incisivos lo es más siempre y cuando pretendamos medir las fuerzas de torque generadas por la aparatología. Por esto mismo, se han buscado diferentes modelos artificiales simulando los resultados in vivo mediante el desarrollo de aparatos que simulan lo que ocurre en el medio oral. El primer modelo desarrollado y publicado fue por Steyn<sup>162</sup>, que consistía en un modelo de resina a partir de un modelo artificial o tipodonto sobre el que se cementaron brackets y arcos en los dientes. Después, sustrajo la resina e insertó unos pins en las raíces de los incisivos para así registrar electrónicamente, mediante unos sensores de presión, los movimientos radiculares a evaluar. Más adelante, se desarrollaron máquinas de test más sofisticadas como el dinamómetro de Instron® o el sistema OMSS (Sistema de Simulación y Medición en Ortodoncia), siendo éste último extensamente utilizado en la literatura para la evaluación cuantitativa de distintos

sistemas de fuerza en ortodoncia. Los movimientos se pueden simular en los tres planos del espacio con este aparato y se registran mediante seis sensores conectados en las zonas de interés en las que se pretende medir las fuerzas y vectores guiados por un ordenador central<sup>163 164</sup>.

Hay que reseñar que todos estos estudios in vitro son una simple representación de lo que ocurre en la cavidad oral, lo cual es obvio que dista mucho de la ortodoncia clínica donde se utiliza un aparato compuesto entre 12 o 14 brackets que generaran unas deflexiones bien distintas a la que se representa en esos modelos in vitro. De hecho, la influencia que se da por los pares de fuerza de segundo orden durante la alineación y nivelación ejercen un importante papel en el torque expresado mediante el aumento de la fricción entre el arco y los bracket<sup>165</sup>. Otros factores como el desgaste de los brackets o el mero hecho de que el torque se disipa entre los dientes adyacentes, no se simulan en estos estudios in vitro, y en consecuencia, las diferencias entre sus valores teóricos y los acontecidos en los estudios in vivo suelen ser frecuentes<sup>166</sup>. Por este motivo, y por cuestiones de diseño del estudio, las variables utilizadas en nuestro estudio se basan en mediciones cefalométricas sobre una muestra de pacientes.

En general, los estudios in vivo miden el torque de manera indirecta a través de la inclinación de los incisivos. Cabe recordar que la misma muestra de Andrews con sus seis llaves de la oclusión que definió los valores de torque para la primera aparatología preajustada, se basaba en 120 pacientes normoclusivos que él apuntaba como una mejora a la clásica, y minimalista, clasificación de Angle. En el presente estudio, también se utilizó una muestra que partía del mismo tamaño.

Cuando revisamos los estudios in vivo sobre los movimientos en la literatura, más concretamente en casos de extracciones, encontramos que es muy difícil predecir cómo se distribuyeron los espacios de extracciones y los movimientos asociados. De hecho, existe controversia al respecto puesto que algunos estudios concluyen que casi todo el movimiento fue de los molares y poco incisivo, mientras que otros apuntan lo contrario. Se deduce de estas investigaciones que las muestras eran muy heterogéneas, desde el apiñamiento inicial, el patrón facial, la maloclusión esquelética y las discrepancias de las arcadas. Todo esto nos lleva a la conclusión de que la enorme variabilidad en las características entre los individuos de las distintas muestras de dichos estudios diese resultados tan dispares. En atención a esto, en este estudio se establecieron unos criterios de inclusión/exclusión estrictos, con el objeto

de conocer y predecir mejor los movimientos tras el tratamiento desde una muestra lo más homogénea posible, justificado en la siguiente tabla 31:

**Tabla 31.** Justificación de los criterios de inclusión/ exclusión utilizados en el estudio.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	CRITERIOS EXCLUSIÓN	JUSTIFICACIÓN
Dentición completa de 6 a 6	Pérdidas de dientes de 6 a 6	El torque varía según se disipe en los dientes adyacentes
Clase I Angle o II / III de 2 milímetros máximo	Clase II / III esqueléticas moderadas-severas	El torque está condicionado por el mecanismo dentoalveolar
Tratamiento con arco recto o Tip-Edge® no plus	Cualquier técnica arco recto modificada de arco recto o Tip-Edge®	Descartar variantes que puedan sesgar el estudio. Ej.: uso de arco de <i>níquel-titanio Plus</i> en vez de Side Winder
Brackets metálicos de acero	Brackets de resina, zafiro, porcelana	El acero tiene la menor deformación a las fuerzas de torque
Prescripción de Roth	Prescripciones de Andrews, Ricketts, MBT, etc.	Estandarizar la comparación de los resultados
Llegar hasta los arcos de máximo grosor	No terminar en el arco de mayor calibre	Minimizar la tolerancia de la ranura con el arco
Pacientes sin extracciones o de cuatro primeros/segundos premolares	Patrones de extracciones diferentes a clase I o menos extracciones	Evitar compensaciones dentoalveolares en los incisivos
No usar auxiliares de torque (curvas, pretorques, microtornillos, etc.)	Uso de auxiliares de torque	Evaluar solo la fidelidad del torque prescrito en ranura
Alteraciones leves del índice de Bolton	Severas alteraciones del índice de Bolton	Obviar compensaciones de torque incisivo por menor tamaño dentario
No presencia de agenesias/supernumerarios	Presencia de agenesias o supernumerarios	Obviar compensaciones de torque incisivo por falta de material dentario
No restauraciones protónicas anteriores	Restauraciones protésicas anteriores	Evitar anatomía coronaria que compense el torque
Pacientes sin traumatismos, labio fisurado /paladar hendido	Pacientes con traumatismos, labio fisurado /paladar hendido	Evitar compensaciones esqueléticas por el torque incisivo
Paciente no tratado con cirugía ortognática	Paciente sometido a cirugía ortognática	Evitar compensaciones esqueléticas por el torque incisivo

### 5.1.1 Variables utilizadas en el estudio

#### 5.1.1.1 Inclinación cefalométrica del Incisivo Superior

Las **mediciones cefalométricas** se analizaron según la inclinación del incisivo superior con respecto a varios planos de referencia, para poder así valorar los cambios acontecidos después del tratamiento ortodóncico con y sin extracciones de premolares. Son

varios los autores que utilizan el plano maxilar como referencia para medir el grado de torsión del incisivo superior<sup>167,168</sup>, el plano +1 a NA<sup>82</sup>, el plano +1 a SN<sup>169,170</sup>, el plano de Frankfurt, el plano Basion-Nasion y el plano oclusal. Se optó por el uso exclusivo de medidas angulares para minimizar el error de calibración<sup>171,81,172,173</sup>. Además, estas medidas están menos condicionadas al crecimiento que las lineales, estando la media de la edad, en la muestra de arco recto, acotada entre 24 y 27 años y con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup>, entre 12 y 16 años,

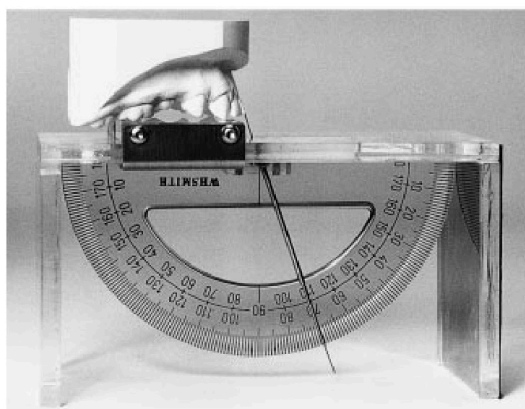
Los resultados de nuestro estudio en los casos de extracciones de ambos premolares con arco recto y Tip-Edge<sup>®</sup>, coinciden en 98° con los obtenidos por Cangialosi y Meistrell<sup>170</sup> respecto a la media de los valores finales de la inclinación del incisivo superior con el plano SN. Estos investigadores estudiaron los cambios del torque incisivo y del punto A, duro y blando, tras la fase final de movimiento radicular con la técnica de Begg.

Otros autores como Chen et al<sup>174</sup> utilizaron como método de medición el uso de las superposiciones sobre el plano maxilar (espina nasal anterior unido con espina nasal posterior). En este caso midieron la proyección del borde incisal y el ápice sobre el plano oclusal final para valorar cuánto movimiento se dio en la retrusión y, por otro lado, midieron los grados de inclinación de los incisivos mediante el ángulo del eje incisivo y el plano palatino superpuesto sobre el punto espinal nasal anterior. Ong y Woods<sup>175</sup>, al igual que Chen, utilizaron las mismas superposiciones según el método de Ricketts<sup>176</sup> además de estudiar otras variables en los modelos de estudios como la sobremordida, resalte, perímetro de arcada, etc.

Efectivamente, sobre los modelos se podría utilizar distintas variables a analizar y entre ellas también se podría evaluar el torque de los incisivos superiores. Autores como Richmond<sup>177</sup> describieron un método no invasivo para la medición del incisivo superior respecto a su plano maxilar ya que las mediciones cefalométricas pueden presentar errores de trazado tal como apuntaba, en los años setenta, Baumrind y Frantz<sup>178</sup> por dificultades como por ejemplo el trazado de los puntos anatómicos en la superposición de los ápices. En el presente trabajo, se realizaron pruebas estadísticas de concordancia intra e interobservador que demostraron buenos resultados en la fiabilidad de los trazados.

El método de Richmond consistía en una plataforma acrílica con un transportador de ángulos anclado por debajo. La plataforma presentaba un orificio por el que pasaba un tubo

que tenía un alambre de acero de 0,5 milímetros, el cual podía replegarse hasta apoyarse en la cara vestibular de los incisivos. En el otro extremo, el alambre se apoyaba en el transportador de ángulos graduado, reflejando en la escala los grados de inclinación de los incisivos respecto al plano oclusal superior o inferior, según se midieran los incisivos superiores o inferiores. A este aparato lo denominaron TIP (Tooth Inclination Protactor) (Figura 67), sin embargo, este método no estaba exento de errores como cuando el paciente presentaba una curva de Spee aumentado o disminuida, en la que se utilizaba una plataforma móvil para apoyarse en la zona de los premolares.



**Figura 67.** TIP (Tooth Inclination Protactor)(Imagen tomada de Richmond<sup>177</sup>, 1998).

Además, en el año 2002, Ghahferokhi et al.<sup>179</sup> presentaron un TIP de uso intraoral que medía el ángulo del incisivo superior con el plano palatino y compararon el TIP original sobre los modelos versus el TIP intraoral sobre modelos de estudio y las mediciones cefalométricas. Concluyeron que infravaloraba en 14° el ángulo del incisivo superior con respecto al plano maxilar pese a que podía ser un método, durante el tratamiento, simple, sin radiación y económico. Estudios como el de Knösel<sup>180</sup> compararon mediciones cefalométricas como la inclinación del incisivo al plano NA y el ángulo de torque con el uso del TIP clásico. Knösel concluyó con unos resultados que se aproximaban mucho al ángulo de torque incisivo según la muestra de Andrews debido a que la medición del ángulo de torque era ajena a las alteraciones anatómicas radiculares. Además, en este estudio se presentó una ecuación regresiva para el cálculo del ángulo del incisivo con el plano NA desde los valores de ángulo de torque obtenidos con el TIP, minimizando así el uso de las telerradiografías. Por último, defendió que desde esta medición sencilla del ángulo de torque el análisis de la pérdida de torque por el juego de la ranura con el arco sería más fácil de



determinar que desde valores cefalométricos. En cualquier caso, el problema de la curva de Spee seguía presente como un sesgo importante a considerar.

En los últimos años, se han presentados nuevas formas de medir el ángulo incisivo mediante el uso de la tecnología CBCT (Cone-Beam Computed Tomography)<sup>181</sup>. Sin embargo, en una revisión sistemática reciente del año 2014 Smektala et al.<sup>182</sup> concluyeron, entre varias cuestiones, que el uso de la tecnología 3D y las cefalometrías no son todavía precisas ni reproducibles por lo que se insta a seguir desarrollando y refinando una mejor técnica cefalométrica 3D. Otra metodología actual en relación a la medición del incisivo y el uso de las nuevas tecnologías sería las mediciones sobre imágenes clínicas o modelos escaneados a partir del láser, tal y como presenta en su estudio Huanca et al.<sup>183</sup>, lo que vendría a sustituir de manera virtual el TIP.

#### 5.1.1.2 Tiempo de tratamiento

La mayor parte de los estudios que evalúan los cambios tras un tratamiento de ortodoncia lo hacen en referencia a los meses antes que cuantificar los años. Habitualmente el cálculo resulta de la diferencia de edad desde el inicio hasta el día del descementado de la aparatología.

Esta variable suele estudiarse respecto a otros factores que la pueden condicionar, cuestión que no ha sido extensible en el presente estudio, pero si tenida en cuenta a la hora de definir los criterios de inclusión/exclusión. Algunas de ellas son la edad, el sexo, el uso de brackets metálicos o estéticos, la relación molar inicial, la severidad de la maloclusión, la necesidad de extracciones, la pérdida de citas y roturas de aparatología, la higiene oral y la experiencia de los ortodoncistas<sup>184</sup>. El movimiento de torque puede englobarse dentro de la severidad de la maloclusión puesto que exige una biomecánica compleja, sobre todo en los casos de extracciones. Por esto mismo, el tiempo de tratamiento se consideró una variable de especial interés en nuestro estudio, particularmente en la comparativa de casos con o sin extracciones.

En la actualidad, el tiempo de tratamiento es considerado un factor fundamental de éxito para los pacientes, incluso más que un alto índice de buen acabado<sup>185</sup>, por lo que se trata de una variable muy importante respecto a las aplicaciones clínicas. Además, se sabe que esta variable cuando es bien informada al paciente mejora sus expectativas de resultados

desde un punto de vista realista. Parrish et al.<sup>186</sup> estudió la relación entre el tiempo de tratamiento y el índice DI (discrepancy index) que es utilizado por la ABO (American Board of Orthodontics) en el examen de certificación. Se concluyó que por cada punto de mejora en la evaluación se incrementaba en 11 días el tiempo de tratamiento, por lo que la calidad del resultado era directamente proporcional al tiempo del mismo. Este factor no se tuvo en cuenta en este estudio, sin embargo, la homogeneidad de la muestra en la dificultad de la misma sí, lo cual ayudaba a comparar los resultados entre las dos técnicas utilizadas.

### 5.1.1.3 Reabsorción radicular

En la introducción se habló del diagnóstico por la imagen en la reabsorción radicular mediante el uso de radiografías periapicales, ortopantomografías y telerradiografías<sup>134</sup>. Nuestro estudio, al ser retrospectivo obtuvo los datos de las ortopantomografías registradas en la exploración radiológica ortodóncica rutinaria, siendo conscientes que la serie radiológica periapical puede llegar a ser más precisa en ocasiones<sup>187</sup>. Según algunos autores, si los pacientes están consistentemente posicionados en la máquina y se usa nivel vertical constante para la magnificación, el problema de superposiciones y distorsiones en ortopantomografías y telerradiografías es menor comparado con la serie periapical.

Por otra parte, estandarizar el uso de las técnicas radiográficas es difícil a la hora de hacer comparativas, más cuando se pretende evaluar movimientos como el del torque. Para este sesgo, Mirabella<sup>188</sup> combinó el uso de periapicales y superposiciones del plano maxilar para poder discernir el acortamiento por movimiento o por reabsorción radicular. Levander<sup>189</sup> utilizó un soporte modificado para fijar el sensor y ser más preciso. Por otra parte, estudios que compararon las radiografías periapicales junto con imágenes microscópicas concluyeron que éstas tampoco eran un medio tan válido, menos en movimientos vestibulares ya que las lagunas de reabsorción se ubican en las caras vestibulares o linguales, imposible de detectar en imágenes de dos dimensiones<sup>190</sup>.

Con la intención de minimizar los inconvenientes de las imágenes en dos dimensiones, se comenzó a utilizar un factor de corrección mediante las coronas clínicas. Éstas sirvieron para compensar los cambios angulares y de alargamiento que podían darse entre las diferentes tomas radiográficas. Para ello, se han usado en la literatura tres fórmulas:

1. Mirabella<sup>191</sup> calculó los cambios radiculares sustrayendo la diferencia medida entre la longitud final e inicial del diente.
2. Linge y Linge<sup>192</sup> usaron la fórmula reabsorción radicular =  $R_1 - R_2 (C_1 / C_2)$ . Esta fórmula ha demostrado ser la mejor y es la que se usó en este estudio.
3. Mcfadden et al.<sup>193</sup> usaron una fórmula con ajustes para la longitud de la corona y la raíz en las dos radiografías.

Actualmente, se puede utilizar la tecnología Cone Beam (CBCT) para medir las reabsorciones radiculares<sup>194</sup>. Sin duda, al tratarse de una imagen volumétrica en tres dimensiones, aporta mucha más información a la hora de evaluar la reabsorción en todas las caras de la raíz, sin embargo, presentan un margen de error en su precisión de hasta 2 milímetros<sup>195</sup>, lo que en algunos estudios aporta un sesgo de reabsorción en todos los casos al iniciar el tratamiento. Otros autores<sup>196</sup>, encontraron que la diferencia de infravalorar la longitud radicular con un CBCT era de 0,3 milímetros, mientras que las periapicales, de media, eran 2,6 milímetros. Por otra parte, no conviene olvidar los costes que tiene la prueba, así como la mayor exposición a la radiación<sup>197</sup>. En conclusión, se necesitan más estudios y avances en esta tecnología, pero sin duda se impone a cualquier imagen en dos dimensiones.

## 5.2 Discusión de los resultados

Una vez explicado el material y método de nuestro estudio y expuestos los resultados obtenidos, pasamos analizar los mismos, contrastándolos con estudios similares presentes en la literatura específica.

Siguiendo los objetivos del presente estudio, la discusión de los resultados se establece en:

1. Valorar los cambios que se producen en el torque de los incisivos centrales superiores después de un tratamiento ortodóncico con y sin extracciones de premolares en ambas técnicas.
2. Valorar si es necesario el uso de auxiliares de torque u otros recursos mecánicos en las técnicas para expresar el total de la prescripción.
3. Evaluar el tiempo de tratamiento necesario para obtener el torque efectivo en ambas técnicas.
4. Medir la cantidad de reabsorción radicular en relación al torque para ambas técnicas.

### 5.2.1 Cambios en el torque de los incisivos centrales superiores después de un tratamiento ortodóncico con y sin extracciones de premolares en ambas técnicas

Entre los resultados de nuestro estudio, una de las significancias estadísticas encontradas con una  $p \leq 0,05$  fue el deficiente torque final para algunos de los grupos de extracciones, siendo severo en el grupo de extracciones de segundo premolares con arco recto, y más aún, cuando se trataba del grupo de extracciones de primeros premolares con la técnica de Tip-Edge®. Como ya se apuntó en la introducción, uno de los retos de la mecánica ortodóncica es precisamente el control de torque durante el cierre de espacios y la retrusión del frente anterior en casos de extracciones. Numerosos son los factores<sup>198</sup> que pueden influir el control de torque en estos casos, por lo que analizaremos todos los conocidos en la literatura científica y la relación que tienen con nuestros resultados.

#### 5.2.1.1 Ranuras de 0,018" y 0,022"

Se ha demostrado<sup>199</sup> que con **la ranura de 0,018"** y el arco de acero de máximo grosor, 0,017" x 0,025" acero, la pérdida de torque efectivo en la obtención final del mismo es menor en comparación con el arco de 0,021" x 0,025" acero y la **ranura de 0,022"**. Éste último es el caso de las dos técnicas del presente estudio. Proffit et al.<sup>200</sup> postularon que las mecánicas que usan brackets con ranura 0,018" producen una mejor expresión del torque dentario que las ranuras de 0,022". Estos autores plantean que los arcos finales en las ranuras 0,018" proporcionan un ajuste más preciso, por lo que transmiten con mayor efectividad las fuerzas de torsión, mientras que, los arcos finales con ranura 0,022" combinados con 0,021" x 0,025" (a veces no suelen superar el 0,019" x 0,025") permiten un mayor juego, y una mayor pérdida del efecto de torque.

Es cierto que, para la muestra utilizada, ambos ortodoncistas manejaron ranuras de 0,022", por tanto y a priori, menos efectivas en la obtención del torque final, aunque en el caso de Tip-Edge® el arco de acabado fue de acero 0,021" x 0,027", por lo que se presupone un torque final más fiel para ésta última. Sin embargo, los resultados mostraron torques deficientes para ambas técnicas en algunos grupos de extracciones, por lo que hay que considerar otros muchos factores desarrollados a lo largo de esta discusión.

Existe la posibilidad de combinar ambas ranuras para un mejor control del torque anterior, lo que fue descrito y desarrollado por Gianelly<sup>201</sup> con la técnica bidimensional. En esta técnica, se utiliza un arco de 0,018" x 0,022" acero para obtener un mejor torque anterior a la vez que una fricción más favorable en los sectores posteriores.

La ranura de Tip-Edge<sup>®</sup> presenta la característica de ser dinámica, es decir, que puede aumentar su dimensión vertical desde 0,022" hasta 0,028" durante el tratamiento según la inclinación que se les dé a los dientes, llegando a ser la máxima en casos de extracciones. Este fenómeno<sup>202</sup> predispone pues a una pérdida progresiva de torque a lo largo del tratamiento hasta llegar a la fase final de torque, aunque se usaran arcos rectangulares previamente siempre que no fueran acompañados de resortes Side Winder. Por tanto, con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> la fase de torque se inicia con un torque todavía más negativo del que partía en su maloclusión inicial. Debido al movimiento diferencial en el cual se inclinan los dientes hasta sus posiciones finales desde el inicio, se irá pues perdiendo torque simultáneamente. En consecuencia, para llegar al torque prescrito se necesitará un mayor esfuerzo mecánico. Hay que tener en cuenta que la muestra de este estudio partía de un torque inicial en la norma para los grupos de extracciones tratados con Tip-Edge<sup>®</sup>, sin embargo, al sufrir una posterior retrusión anterior en ambas arcadas, se permitió una inclinación distal en las ranuras de los incisivos de 20°, lo que favoreció considerablemente la pérdida de torque, más aún cuando las extracciones de los premolares eran más anteriores<sup>200</sup>. Todo ello explicaría que el grupo de extracciones de primeros premolares presentará un torque más deficiente que ningún otro pese a que incluso el tiempo de tratamiento fuera mayor que cualquiera de los grupos restantes de dicha técnica. Para los grupos de extracciones de arco recto la pérdida de torque se dio en ambos, pero con especial énfasis en el grupo de segundos premolares. Habitualmente, este patrón de extracciones no es de elección en casos de apiñamientos severos, como fue en esta muestra, por lo que se puede suponer que se utilizó una mecánica de pérdida de anclaje, o anclaje recíproco, que terminó favoreciendo el déficit de torques anterior. El juego de la ranura con el arco probablemente determinó un papel importante, sin embargo, y, teniendo en cuenta que en el grupo de extracciones de primeros premolares con arco recto no ocurrió tanta pérdida de torque, es más probable que la falta de éste fuera por una deficiencia en el manejo del cierre de espacios residuales que por tal juego.

Además, hay que tener en consideración que los pares de fuerza de *segundo orden* influyen también en la obtención del torque. Con el bracket de arco recto, a medida que se inclinan los dientes más se disminuye la dimensión de la ranura por lo que antes surge el enderezamiento y, en consecuencia, aparecen las fuerzas de torsión<sup>125</sup>. Esto explicaría de nuevo que en los casos de extracciones de Tip-Edge®, donde se producen máximas inclinaciones mientras la ranura aumenta verticalmente hasta 0,028", que no se den los pares de fuerzas de enderezamiento durante la retrusión y, por tanto, tampoco se favorece el torque desde el inicio, sino todo lo contrario, conforme más se inclinaban los dientes, mayor es la pérdida del mismo y más habría que recuperar. Desde este punto de vista, también es cierto que a menor sea el ángulo de torque menor es la fricción y en consecuencia más rápido el movimiento dental y menos tiempo de tratamiento<sup>203,204</sup>.

### 5.2.1.2 Prescripción del bracket

El déficit de torque para ambas técnicas en los grupos de extracciones mencionados pudieron verse favorecidos por la prescripción que se utilizó, la prescripción de Roth<sup>205</sup>. Ésta presenta para los incisivos centrales superiores un torque final de 12°, clásicamente considerado como una prescripción de bajo torque, por lo que prácticamente asegura, casi en el 100% de los casos, pérdidas de torque en comparación con otras prescripciones como la de Ricketts, que pueden llegar a dar hasta 10° más de torque<sup>206</sup>.

Sin embargo, cabe resaltar que algunos estudios comparativos no encontraron diferencias entre la prescripción de Roth y la técnica de arco de canto o la prescripción de MBT. Así, en un estudio reciente de Mittal et al.<sup>207</sup> concluyeron que no había diferencias clínicas perceptibles en la expresión del torque incisivo con la prescripción de Roth y MBT en un grupo de 40 modelos de pacientes tratados. En otra investigación llevada a cabo por Moesi et al.<sup>208</sup>, nueve ortodoncistas experimentados valoraron 40 modelos postortodoncia, 20 tratados con prescripción MBT y otros 20 con Roth. Ninguno de ellos fue capaz de diferenciar con cuál fue tratado previamente tras la evaluación estética de los modelos postortodoncia.

Ambos estudios partieron de un tamaño muestral muy reducido, no mayor de 50, por lo que hay que ser cautos en la interpretación de estos resultados. Nuestro estudio presentaba un tamaño muestral de 120 pacientes con la misma prescripción por lo que en principio, el tipo de prescripción no debería de ser un sesgo.

En otro estudio realizado por Streva et al.<sup>209</sup>, se concluyó que incluso diferentes marcas comerciales pueden llegar a condicionar diferencias de torque finales para una misma prescripción, lo que puede estar directamente relacionado con las imprecisiones en la fabricación de los brackets y también de los arcos.

### 5.2.1.3 Ligaduras

El uso de ligadura es un condicionante en la transferencia de las fuerzas necesarias para el torque<sup>210</sup> aunque es una pérdida muy reducida, casi inapreciable, utilizando arcos de máximo grosor. Por tanto, su efecto en la expresión del torque es dudoso cuando se trata de la ranura de 0,018” pero no así en la ranura de 0,022” cuando el último arco utilizado es de 0,019” x 0,025” de acero, en estos casos se podría prever una pérdida de hasta el 20 % de los momentos de fuerzas necesarios. En los criterios de inclusión de este estudio, se contempló el uso del arco de máximo grosor por lo que este factor no debería ser un condicionante.

Las ligaduras elastoméricas pueden llegar a ejercer hasta 1,5 veces menos fuerzas que las metálicas y perder hasta un 50% de su fuerza en las primeras 24 horas por lo que el ajuste del arco y la ranura podría ser demasiado flexible e incompleto. Este efecto producido por el estiramiento de las ligaduras elásticas se debe habitualmente a varios factores: la humedad, el calor, el grosor de las mismas y el poliuretano que las compone<sup>211</sup>. Otros investigadores encontraron que las ligaduras metálicas podían favorecer un patrón de fracturas en los brackets de policarbonatos, sin embargo, según Flores et al.<sup>212</sup> en los brackets de metal esto no ocurría. Este fenómeno, también motivó que uno de los criterios de inclusión fuera el uso de brackets de metal para ambas técnicas.

Los autores<sup>213</sup> de la técnica Tip-Edge® recomiendan utilizar ligaduras elásticas puesto que las ligaduras metálicas pueden “frenar” la dinámica de la ranura en su fase de enderezamiento y torque final. Sin embargo, el uso de las ligaduras elásticas permitirá un mayor juego entre la conexión del auxiliar Side Winder/ranura vertical del bracket, así como el relleno de la ranura por el arco final, lo que puede llegar a ser relevante cuando el movimiento previo de inclinación se acompañó de una importante pérdida de torque ante las extracciones. En principio, estos dos conceptos podrán entrar en contradicción y, de nuevo, sería motivo de estudio in vitro ya que no parece favorecer a la expresión final del torque.

#### 5.2.1.4 Material de los brackets y sus condiciones de superficie

La composición de los brackets y sus ranuras es fundamental en el uso de fuerzas de torque ya que éstas se encuentran entre los niveles más altos utilizados clínicamente. Esto condicionaría también al tamaño de los mismos e incluso el tipo de aletas, siendo los brackets gemelares los que se deformarían menos. Por tanto, el uso de un bracket no gemelar, como es el de Tip-Edge<sup>®</sup>, favorecería la deformación y pérdida de torque<sup>212</sup>. Tras una revisión extensa de la literatura, no existe estudio alguno sobre la resistencia de las aletas del bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> en comparación con otros brackets gemelares.

En un estudio reciente en el año 2014, Melenka et al.<sup>214</sup> compararon brackets de acero con brackets de titanio. En esta ocasión, midieron las fuerzas de cargas y descargas durante la torsión de los alambres insertados en la ranura, y no solo las de cargas que era lo que habitualmente se hacía. Precisamente las fuerzas de descarga de los arcos son las que terminan dando el movimiento de torque al diente y, además, ahí su rango de fuerza es menor. Lo interesante de sus resultados fue que, si bien la deformación plástica esperada en el acero era de 2,8 veces mayor que en el titanio, el rango de fuerzas de descargas clínicamente relevantes para el torque era mayor con el bracket de titanio como consecuencia de esa diferencia de deformaciones. Pero por eso mismo, tampoco se esperaba que diera tanta expresión del torque en la descarga. En cualquier caso, la expresión del torque y los brackets de titanio mostraron una mayor cantidad de variaciones.

En relación a los brackets de resina, se sabe que no tienen suficiente resistencia como para soportar las fuerzas de torque por lo que se deforman y se deben de sobretorquear en su prescripción de fábrica<sup>123</sup>. Otras de las soluciones que se han aportado es la de añadirles una ranura metálica. Aun así, el rango de deformación se encuentra a mitad de camino con los metálicos, y lo que es peor, los estudios demuestran que ni éstos últimos llegan a las fuerzas adecuadas de torque ni los fabricantes facilitan esta información<sup>215,216</sup>.

Si según Holt<sup>217</sup> la porcelana exige fuerzas de torque entre 2.000 y 3.500 gr-mm, éstas estarían dentro del rango de no fractura de la porcelana, aunque habría que ser cautos en su uso. Esto mismo lo corroboran otros estudios sobre brackets de porcelana<sup>218</sup> aunque se ha tratado de mejorar su eficiencia combinando las ranuras metálicas de acero y oro<sup>219</sup>, al igual que con los brackets de policarbonato.



Numerosos son los estudios<sup>157</sup> sobre la eficacia de los brackets autoligables en comparación con los tradicionales de cualquier tipo de material. En la actualidad, se puede decir que es más relevante el juego de la ranura con el arco que el tipo de bracket.

De nuevo, entre los criterios de inclusión de nuestra muestra, los brackets tenían que ser de metal, el material más fiable para no perder torque, por lo que no debería de ser un factor condicionante de la expresión del torque.

#### 5.2.1.5 Diseño de los brackets

El diseño del bracket es esencial ante las deformaciones sufridas por las fuerzas de torsión de los arcos. En las últimas décadas, uno de los factores más estudiados respecto al diseño se ha basado en el uso de brackets de autoligado. Según varios estudios de Major et al.<sup>220,221,222</sup> en relación a los brackets y este diseño, los brackets de Damon<sup>®</sup> sufren menos deformación plástica tras el torque que otros como el bracket de Speed<sup>®</sup>. Sin embargo, en otra publicación de Major<sup>223</sup>, se concluye que el bracket de In-Ovation<sup>®</sup> transmite un mejor torque y que tiene menor deformación. Otras de las cuestiones más estudiadas en relación al uso de brackets autoligables ha sido cuál es más efectivo en la expresión del torque, si el activo o el pasivo. Cattaneo<sup>92</sup> demostró con un estudio mediante CBCT sobre el torque e inclinación final de los incisivos inferiores, que se daba más una proinclinación antes que un buen control de torque, ya fuera en autoligables activos o pasivos. Brauchlia<sup>224</sup> demostró que el uso de autoligables activos daban hasta una décima parte menos de momentos de fuerza para el torque, mientras que Badawi<sup>93</sup>, años antes, encontró unos resultados bien distintos: el bracket autoligable activo era más efectivo que el pasivo. Por otro lado, Katsikogianni et al.<sup>225</sup> concluyeron que el bracket de Speed<sup>®</sup> llegaba a dar mejor torque que los brackets convencionales. Al contrario, Pandis<sup>127</sup> y Franco<sup>226</sup> concluyeron que las diferencias entre los brackets convencionales y los autoligables no presentaban diferencias en la expresión del torque y que el diseño con un sistema de autoligado no era un condicionante en el torque final. Si bien es cierto que la literatura está llena de contradicciones respecto al torque y el uso de brackets autoligables, muchos son los que encuentran otros factores en la expresión del torque más importantes (como el juego entre la ranura y el bracket) que el mero hecho o no de ser autoligables<sup>227,228,157</sup>. En el presente estudio, los brackets utilizados fueron convencionales por lo que este debate no nos afectará.

Existen otros factores a tener en cuenta en el diseño de los brackets y la expresión del torque:

1. Punto de aplicación de las cargas: complejo de dilucidar ya que se ha demostrado que las ranuras no siguen un patrón tan rectangular como los fabricantes proclaman, tal y como Major<sup>221,229</sup> vislumbró en varios de sus estudios. Este factor es especialmente relevante en el uso de materiales distintos a los metálicos, lo cual no es el caso de este estudio.
2. Tamaño del bracket y tipo de aletas: a más ancho, mejor expresión del torque por lo que el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> expresaría peor el torque.
3. Tamaño de la ranura y diseño: si las ranuras son más anchas, más cargan en las aletas y cuánto más ángulo tienen las ranuras, más estrés localizado.
4. Las ranuras reforzadas de metal<sup>219</sup> en brackets de resina o cerámica son mejores, lo cual no afectaría en nuestro estudio como ya se vio.
5. Ranuras verticales predisponen a una mayor fractura y, por ende, a una peor expresión del torque, haciendo más desfavorable su obtención con el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>.

#### 5.2.1.6 Distancia interbracket

Otro factor importante en la expresión del torque es el ***ancho del bracket y la longitud de alambre entre los mismos***. Según Creekmore<sup>230</sup> en los años setenta, la distancia interbracket no era un condicionante en el torque y sí en el tip o inclinación una vez alcanzados arcos de máximo grosor. Otros autores en la actualidad defiende que cuando los brackets son más anchos y por ende, hay menos distancia entre los mismos y más longitud de arco en el interior de la ranura, se dan mayores momentos de fuerzas y mejor control del torque, teniendo siempre en cuenta que habrá un juego con la ranura. Según Huang<sup>227</sup>, en el caso de los brackets autoligables, cuando se usan modelos más anchos, los momentos de fuerza aumentan hasta en un 15% en relación a los modelos originales. Por un lado, el aumento de ancho de bracket da un mejor control, y, por otro lado, los momentos de fuerza aumentan conforme se da menos distancia interbracket y una menor longitud de arco libre. Este factor, hay que tenerlo también en cuenta conforme las formas de arcadas son más amplias, ya que se darán más longitudes de arco libre y menor torque. En técnicas como la ortodoncia lingual, es de extrema importancia debido a que presentan una distancia interbracket anterior significativamente reducida.

Desde esta perspectiva, se puede decir que el bracket de arco recto debería ser más efectivo que el de Tip-Edge<sup>®</sup> ya que no solo es más ancho y presenta menos longitud de alambre libre, si no que la superficie de torque del bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> es, además, más reducida. La ranura de éstos posee dos superficies, la de inclinación y la de torque, siendo activa cada una de ellas según se dé el movimiento de inclinación o de torque.

#### 5.2.1.7 Tipos de arcos: sección, materiales y biseles

Otra variable a considerar, es el uso de arcos rectangulares en sus aleaciones y rigidez, siendo los de acero los más efectivos para la generación del torque. Aleaciones como las de níquel-titanio o bien las de beta-molibdeno (TMA), no son las más indicadas para llegar al torque de la prescripción debido a que sus módulos de elasticidad no permiten llegar a unas cargas de fuerzas suficientes como para generar los pares de fuerzas necesarios en los sistemas de torques para ambas técnicas usadas en el estudio<sup>231</sup>. Son los arcos de acero los que tienen más capacidad para generar pares de fuerzas suficientes como para alcanzar un torque eficiente, más que los de TMA y Níquel-titanio<sup>232,233</sup>. La falta de rigidez en los arcos de níquel-titanio puede ser tan insuficiente como para necesitar un torque extra de 25°, lo cual no se puede alcanzar ni con las prescripciones actuales de torque, tan solo con dobleces en los arcos en caso de ser un TMA<sup>122</sup>.

Desde los años noventa en adelante, se han hecho muchos intentos por compensar mediante los arcos la obtención más eficiente del torque prescrito. Isaacson<sup>234,235</sup> fue pionero con el uso de arcos de torque o el arco utilitario tal como narramos en la introducción. El uso de dobleces en “V”, “Tip-Backs” y los sistemas de dos cuplas ayudaron mucho a la compensación biomecánica de cómo estos arcos podían mejorar el manejo del torque<sup>88</sup>. Otros como Wichelhaus<sup>236</sup> desarrollaron un arco segmentado, pero continuo mediante el uso de crimpables en el sector anterior, que ayudaba a minimizar los efectos secundarios de los arcos pretorqueados. Otras variantes mediante arcos de TMA<sup>237</sup> o curvas de Spee con postes y cinchadas con ligaduras metálicas desde los molares a dichos postes<sup>238</sup> han buscado simplificar la manera de compensar efectos adversos ante el uso de estos arcos auxiliares para el torque como es la extrusión incisiva. Los clásicos arcos con loops o resortes<sup>239,240</sup> también han sido extendidos en su uso con el mismo fin. Con el avance de la tecnología incluso se ha desarrollado un robot con la capacidad de generar arcos de precisiones mediante dobleces, conocido como BAS (Bending Art System), capaz de compensar con

gran precisión estas deficiencias o simplificar la complejidad mecánica como ocurre en la técnica lingual.

En el presente estudio, era requisito en los criterios de inclusión que todos los grupos muestrales terminaran con arcos de máximo grosor de acero, lo que permitiría la suficiente rigidez como para obtener tales pares de fuerza sin necesidad, a priori, de arcos con extratorque u otras variantes. De hecho, todas esas modificaciones se recogieron dentro de los criterios de exclusión.

Otros de las variables dependiente del tipo de arco y del fabricante es el bisel del arco rectangular. Sebanc et al.<sup>53</sup> publicaron que su irregularidad afecta negativamente en la expresión del torque final. En un estudio más reciente de Lombardo et al.<sup>50</sup>, demostraron que los arcos de acero tenían peor bisel que los de TMA y que los biseles eran asimétricos entre ellos, es decir, que los ángulos que se formaban en cada una de las aristas eran distintos y de manera aleatoria, lo que deja al clínico en una peor tesitura a la hora de evaluar el papel de los biseles respecto al juego final del arco con el bracket. Además, este hecho condicionaba de cuánto se trataba el juego del arco en función de su rotación en un sentido u otro (horario-antihorario). Esto último, no parece que tuviera que ser un factor negativo para la técnica de Tip-Edge® dado que sus autores propugnan el uso de arco con biseles redondeados para una mejor inserción y, al ser el arco un elemento pasivo, sería innecesario el bisel. Esto puede ser cuestionable ya que los molares sí que presentan una ranura de arco recto, por lo que cuando menos, el hecho de un usar arcos de biseles redondeados afectaría negativamente al torque final de los molares. En cualquier caso, y en lo que respecta a los incisivos superiores objetos de nuestro estudio, se podría de nuevo cuestionar este argumento ya que lo relativamente importante respecto a la relación entre la ranura y el arco rectangular biselado sería su relleno final, que es el que define los momentos de torsión en la ranura y la expresión del torque prescrito en el corte del tallo con su base, y no la manera en la que sucede dicho “ensamblaje”, ya sea con arcos activos o con brackets dinámicos sobre arcos pasivos. Para concluir con esta hipótesis, son necesarios estudios de naturaleza in vitro, mediante los aparatos habitualmente utilizados en éstos, para poder tener un mejor conocimiento mecánico del torque con el bracket de Tip-Edge®. A priori, el usar biseles redondeados debería de favorecer una peor expresión del torque anterior con el uso de ésta técnica.

### 5.2.1.8 Procesos de fabricación

Por otra parte, son muchos los autores<sup>61,104</sup> que han demostrado que la pérdida de torque está muy condicionada al proceso de fabricación de las aleaciones, ya sean en los arcos como en los brackets.

Habitualmente, los fabricantes<sup>55</sup> suelen sobredimensionar las ranuras de los brackets así como reducir la sección de los arcos rectangulares en un intento de eliminar cualquier posibilidad de que no se pueda rellenar cómodamente el arco con la ranura. Es lo que se conoce como la tolerancia. Sin embargo, los datos teóricamente aportados por los fabricantes no corresponde a los que se han obtenidos en distintos estudios<sup>122</sup>. Este hecho fue todavía más manifiesto, si cabe, en la fabricación de los brackets de autoligado<sup>93</sup>. Numerosas publicaciones han concluido que este fenómeno puede reducir entre un 5-10% del valor del torque final, lo cual se puede resumir entre 1 y 1,5 grados de pérdida efectiva cuando menos<sup>124</sup>. En consecuencia, la tolerancia o el juego del arco no solo aparece en mayor medida, sino que se convierte en un hecho impredecible para el clínico y que desarrollaremos en el siguiente apartado.

Este fenómeno no se encuentra estudiado en la literatura en el caso de los brackets de Tip-Edge<sup>®</sup>, lo que los convierte todavía más impredecibles que con los brackets de arco recto, extensamente estudiados.

### 5.2.1.9 Juego entre la ranura y el arco

Como ya se vio en la introducción, son varios los factores que condicionan la expresión del torque siendo uno de los más importante, sino el que más, el juego del arco con la ranura (play, en inglés) en los brackets preajustados. Dicho juego se resume en el ángulo de torsión necesario para que los arcos contacten con la ranura y así poder iniciar los momentos de fuerza que generan el torque, es decir, que se ganará o perderá del torque prescrito, según el sentido de giro del bracket sobre el arco, grados de torque efectivo sobre la prescripción. Esto es lo que se conoce como el ángulo de desviación.

Los primeros en ser críticos con los valores reales de este ángulo de desviación respecto a los teóricos publicado por Andrews, fueron Creekmore<sup>241</sup> y Dellinger<sup>39</sup>, éste último con su artículo “Una evaluación científica del aparato de arco recto”. En él, se usa

una metodología exhaustiva respecto al teórico plano oclusal y punto LA de Andrews, demostrado que los valores de torque eran menores y que sus rangos de variaciones eran mucho mayores que las desviaciones estándares descritas. Todo esto resultaba en una tolerancia mayor de la que se describió por Andrews y, además, describió que el condicionante anatómico y de la posición del bracket en el diente daban un amplio espectro de valores lejos de la realidad aceptada. Vardimon<sup>206</sup>, años después, hizo un estudio estadístico acerca de esta misma cuestión, concluyendo en lo mismo, pero él sí añadió el factor de la posición original del diente y la expresión final del torque, la cuál variaba considerablemente. Sumó entonces un nuevo factor fundamental en la obtención del torque final. Como hemos descrito anteriormente, Sebanc<sup>53</sup> e Hixson<sup>52</sup> aportaron el condicionante del bisel de los arcos como clave en la pérdida de torque y aumento de la tolerancia.

En los años noventa, un grupo de investigadores suecos dieron un “salto” cualitativo en la evaluación del juego entre el arco y el bracket gracias a sus numerosos estudios y publicaciones. Eran Obdegaard y Meling<sup>84</sup>. Fueron los primeros en calcular cuánta era la cantidad exacta de momentos de fuerzas que había que generar para obtener un determinado número de grados de torsión. Para ello desarrollaron un aparato junto con un grupo de ingenieros que les permitiera medir con gran exactitud las fuerzas y grados de torsión in vitro. Gracias a la precisión del láser, conseguían lecturas de hasta 0,05 milímetros en la reflexión del mismo sobre un espejo, lo que estaba en directa relación con los grados de torsión: un grado correspondía con 50 Nmm. Utilizaban además una polea con un cesto sobre el que apilaban los pesos que definían las fuerzas de torsión ejercidas. El cálculo que hicieron del error de su método se encontraba en 0,087°, lo cual era muy bajo. Sus resultados en el cálculo de la pérdida de torque efectivo por el ángulo de desviación fueron igual a la de Sebanc<sup>53</sup>, lo que llevaba a la conclusión que los arcos eran clave en la tolerancia, tanto en su material como grosor y bisel tal como se refirió en apartados anteriores. Además, se llegó a otra conclusión tan importante como difícil de manejar clínicamente, y es que por cada Nmm se necesitaba una torsión en el arco de entre 0,24° y 0,60°, por lo que cuando hablamos de aplicar de media unos 20 Nmm para la torsión se ejercerán unos 4,6° grados de torsión en un arco de 0,017” x 0,022”, algo difícil de manejar clínicamente. Otro resultado de interés que arrojaron fueron que los arcos de níquel-titanio eran los que daban los mayores cambios de torque por cada Nmm, convirtiéndose en el arco de elección, sin embargo, no se podía usar de manera individual para un diente porque afectaba en el adyacente a no ser que se manejaran prescripciones entre los dientes para compensar este factor. Probablemente, en la

actualidad, podríamos decir que éste fue el origen de la idea de los torques variables y que ya entonces, de manera intuitiva, se estaba aplicando combinando las diferentes prescripciones.

En otras de sus publicaciones, Meling y Obdegaard<sup>242</sup> definieron de nuevo las tolerancias entre distintos arcos con respecto a los brackets, resultando en mayores ángulos de desviación que en publicaciones anteriores. Por otro lado, encontraron que las diferencias entre los distintos fabricantes para arcos de acero de igual calibre eran significativas, lo demandó un reclamo hacia los mismos en la aportación de datos de mayor seriedad. Este hecho, no solo hacía imposible para el clínico calcular cuántos grados de juego se daban en el uso de los distintos arcos y sus ranuras, sino la dificultad de saber cuántos grados aplicar en los arcos o la elección de las prescripciones de los brackets y cuáles eran las fuerzas de torsión más fisiológicas que había que aplicar. Si no se conocía los grados exactos de torsión para las torsiones que se generaban en clínica, el ortodoncista no se podía manejar en los rangos fisiológicos para evitar reabsorciones radiculares. Además, la rigidez entre arcos del mismo tipo y las alturas de las ranuras variaban. Para demostrar esto último, Meling y Obdegaard<sup>54</sup> desarrollaron una fórmula matemática muy exacta por la que a partir del ángulo de desviación conocido y de los arcos y biseles, también calculados y publicados por ellos mismos, se despejaba la altura de los brackets. En la actualidad, Joch et al.<sup>243</sup>, mediante el uso de sistemas de galgas, volvieron a demostrar la diferencia entre las alturas de las ranuras.

Si bien la mecánica básica de los brackets preajustados persiguen un protocolo de torque fundamentado en el relleno secuencial de la ranura mediante arcos rectangulares de mayor grosor, la mecánica del bracket de Tip-Edge® ofrece una sistemática bien distinta<sup>14</sup> en la que, con un único arco rectangular de máximo grosor, y el uso de pequeños auxiliares, se obtiene un torque efectivo. Sin embargo, la pérdida efectiva de torque por el juego debe de ocurrir igualmente dado que sigue existiendo una mínima tolerancia entre el último arco y la ranura por lo que nada hace presuponer que con este bracket no fuera a ocurrir, independientemente de la dinámica que se use para el relleno o que no se hayan publicado estudios al respecto. Este argumento fue negado por Kesling<sup>13</sup> aunque tampoco lo probó científicamente. Si recordamos que el arco de acero de máximo grosor utilizado con el bracket de Tip-Edge® es de 0,021" x 0,027", nos dejaría una diferencia muy reducida, en teoría de una pulgada, pero con un margen de entre 2° y 5° de juego, por lo que seguiría existiendo tolerancia susceptible de pérdida de torque. Los resultados de nuestro estudio

corroboran el efecto del juego con la ranura ya que se pierden más grados cuando se trata de casos con extracciones que sin ellas, significativamente en los de primeros premolares con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup>.

#### 5.2.1.10 Posición inicial de los dientes antes del torque efectivo

Vardimon<sup>206</sup> en su evaluación estadística de los ángulos de torque con el aparato de arco recto, encontró una gran dispersión en los valores finales obtenidos respecto a sus prescripciones. Este hecho se debía a factores principales y secundarios, lo que llamó determinantes de la variación de torque (TVDs). Entre los factores o determinantes principales, el primero que definió era la posición del diente, en su criterio, la posición radicular vestíbulo-lingual en su lecho alveolar. Vardimon apuntó que este factor era más influyente que la propia anatomía del contorno de la corona en relación a la dispersión de los torques finales.

Recordemos que el uso de un arco recto permite, inicialmente, un giro libre del bracket sobre el mismo hasta llegar al contacto con los extremos del arco. En ese momento comenzaría el torque efectivo, pero hasta entonces el bracket ha podido girar en dos sentidos, vestibular o lingual, en un rango que sería el doble del ángulo de deflexión o del juego del arco con la ranura: el torque diferencial. Tal como describió Creekmore<sup>244</sup>, si tenemos una prescripción de torque de 12° para el incisivo central superior (prescripción de Roth como la de nuestro estudio) y existe un juego con el arco final de 5°, nos encontraremos que los brackets de incisivos giran a lingual en los movimientos de retrusión, tal como ocurre en los casos de extracciones; o hacia vestibular, como sucede en los casos de no extracciones. Esto significa que el torque efectivo inicial puede comenzar, para una misma prescripción, desde de dos posiciones distintas dependiendo de la malposición inicial que presentara el paciente o de los movimientos realizados en las primeras fases de alineación y nivelación. Usando una prescripción de 12° y en función de hacia donde se hizo el giro del bracket sobre el arco, al inicio de la fase de torque efectivo el incisivo puede partir de un torque de 8° (inclinación lingual en nuestros casos de extracciones), o desde un torque de 17° (inclinación vestibular en los casos de no extracciones); estos serían los límites mecánicos que impone el bracket y su prescripción. Es decir, que si a los 12° le restamos (lingualización) o sumamos (vestibulización) el juego del arco con la ranura (dependiendo del arco final) nos dará un rango entre 8° y 17°. En resumen, el juego nos va a dar un **rango de torque acotado** entre los dos extremos del mismo, los cuáles son difíciles de controlar clínicamente tal como lo



definió Johnson<sup>51</sup>. En función de si el diente estaba dentro o fuera de ese rango podremos alcanzar como máximo un torque u otro.

Si la malposición inicial del diente y su raíz, o la lograda mecánicamente en las fases previas de torque, se encuentra dentro de ese rango, el inicio del torque efectivo no se dará hasta que no llevemos el diente a uno de los extremos del rango acotado. Sin embargo, si la malposición inicial de las raíces o la que conseguimos con la mecánica previa al torque, estaba fuera de ese rango hacia radículo-lingual o radículo-vestibular, el diente comenzará el torque efectivo cuando lo aproximemos al extremo más cercano y será el máximo que podremos alcanzar. Llevando todo este concepto a los pacientes de nuestra muestra y, por ejemplo, si tuviéramos unos incisivos que partían de una malposición de 2° (o se había llevado a dicha posición al retroinclinarse), nuestro incisivo tenderá a ir al extremo de 8° del rango de juego y no al de 17°. Pero lo cierto es que, en nuestra muestra, excepto para el grupo de no extracciones de arco recto que estaban más retroinclinados, todos los demás se encontraban de media en la norma, por lo que la posición inicial no debería de ser un condicionante en el torque final.

La cuestión está en los casos de extracciones y la mecánica de retracción. Si bien con la técnica de arco recto sabemos que el rango acotado está claro, no podemos decir lo mismo con la técnica de Tip-Edge®. Ésta, junto al aumento de la altura de la ranura y la libre inclinación limitada donde los incisivos pueden llegar a inclinarse a distal y lingual hasta en -20° y los caninos en -25°, comenzó la fase de torque fuera del rango de juego acotado en el extremo del torque radículo vestibular debido a la inclinación corono-lingual acontecida durante la retracción. En base a esto, el torque máximo final alcanzado sería de 8°, lo que explicaría porque en los casos de extracciones de primeros premolares con Tip-Edge® se perdió tanto torque y, pese a dedicarle más tiempo de tratamiento que cualquier otro grupo tratado con la misma técnica, los resultados alcanzados son los más deficientes en el torque final. Obviamente, no podemos dictaminar con exactitud los 8° de torque en la ranura finales, pero sí la inclinación cefalométrica deficiente en los resultados obtenidos. Hay que decir también que el juego con el arco de 0,021"x 0,027" no debería de ser de 5° sino más bien cerca de los 2°, por lo que el rango acotado de juego se encontraría entre los 10° y 14° lo que lo hace más difícil de apreciar clínicamente.

Es cierto que este no ocurre en los casos de extracciones de segundos premolares con Tip-Edge®, que son además los que presentan mejor control de torque que ningún otro grupo,

lo que podría encontrar su explicación en el hecho de que en estos casos los ocho dientes anteriores no se inclinan hasta el máximo de los 20° que permite la técnica ya que son casos de medio anclaje donde se da una mesialización molar, mientras que en los casos de extracciones de primeros premolares el canino es libre de inclinarse hasta los 25° sin encontrar límite en un premolar adyacente ausente. Además, estos casos, como en nuestro estudio, son habitualmente de máximo anclaje y casi no hay mesialización de los sectores posteriores. Por tanto, en los casos de extracciones de segundos premolares la pérdida de inclinación y torque hasta llegar a la fase de enderezamiento y torsión radicular no sería tan severa ni, probablemente, se llevaría fuera del rango acotado de torque como ocurre con las extracciones de primeros premolares.

Todo este desarrollo se podría aplicar igualmente en los casos de no extracciones con ambas técnicas, en las que con el grupo de Tip-Edge® el torque final es más fiel a la prescripción mientras que el de arco recto es mayor. Realmente, en estos casos de no extracciones, los movimientos son tanto de inclinación como de torque radicular, lo que explicaría la capacidad de aumentar el perímetro de arcada. El bracket de Tip-Edge®, por su capacidad de inclinar los dientes a distal, favorece más la no vestibulización y el movimiento radicular, de manera que la mecánica en la fase de torque efectivo se acerca más al extremo inferior del rango acotado de torque y, por tanto, evita un exceso de inclinación vestibular más que torque. Al no hacer una metodología con superposiciones en nuestro estudio no podemos cuantificar cuánto de torque y cuánto de inclinación se dio, pero es precisamente el grupo de no extracciones con arco recto el único que partió por debajo de la norma de la inclinación y, sin embargo, terminó en un mayor aumento de la inclinación del incisivo. Conceptualmente, esto no sería solo posible con el torque ya que su posición inicial más a lingual llevaría el incisivo hacia el límite inferior del rango de juego por lo que alcanzaría como máximo 8°. Por ende, el resto de grados hasta la inclinación cefalométrica de nuestros resultados deben de corresponder a una vestibulización.

#### 5.2.1.11 Anatomía y posición del bracket

En cualquier bracket preajustado se prescribe el primer, segundo y tercer orden, pero las variaciones en la anatomía individual de cada diente y las variaciones de la posición del bracket generan variaciones sobre los tres, especialmente en el torque. Germane<sup>245</sup> describió con claridad los tres factores biológicos que condicionan el torque. Simplificando, se trataban del contorno de la cara vestibular de los dientes, la localización vertical de los

brackets en la curvatura vestibular de los dientes y la relación del eje de la corona con el de la raíz: el ángulo de Collum. Además, estudió por primera vez la media y desviaciones estándares de estos factores, confirmando que las desviaciones eran mayores que las que había descrito Andrews y, en consecuencia, la expresión del torque variaba con el mismo bracket entre distintos pacientes. Germane, también estudió la influencia de la posición del bracket verticalmente y describió que un milímetro en vertical podía variar hasta 10° de torque. Por todo esto, parece que tenía poco sentido tantas prescripciones de torque, o más bien, el sentido era reconocer las variaciones anatómicas y sus influencias. Miethke y Melsen<sup>129</sup> coincidían en este respecto e invitaban al uso de aparatología individualizada para cada paciente.

El ángulo de Collum no se presenta aumentado de manera significativa en los incisivos a excepción de las maloclusiones de clase II/2. Carlsoon<sup>246</sup> los describió a fondo en su estudio y encontró numerosas variaciones. Esto ha sido extendidamente corroborado por otros<sup>247,248,249</sup> y se ha relacionado mucho su etiología como una más dentro de las variaciones anatómicas en los incisivos de las clases II/2 y con el labio inferior durante el desarrollo de la dentición<sup>250</sup>. Este ángulo Collum tan aumentado puede impedir en ocasiones correctos movimientos verticales y de torque en los incisivos y se debe prevenir para no dañar las corticales o raíces dentales.

Las variaciones verticales en la posición del bracket y sus efectos sobre el torque han sido también extensamente estudiados por diversos autores<sup>128,131,251,252,253</sup> y, en promedio, se podría decir que cambios del bracket en el incisivo superior de 1 milímetro más a incisal aumenta el torque radículo palatino en 2,27°, de 2 milímetros en 8,35° y de 3 milímetros en 12,33°. Este posible sesgo en los casos de nuestra muestra fue minimizado porque ambos clínicos son muy experimentados y usan el punto LA como referencia de manera rutinaria, así como métodos precisos de posicionamiento mediante galgas.

### **5.2.2 Necesidad del uso de auxiliares de torque u otros recursos mecánicos en las técnicas para expresar el total de la prescripción**

Tal como hemos desarrollado anteriormente, el juego del arco con la ranura siempre ha de existir como una necesidad para poder insertar los arcos en las ranuras abiertas que utilizamos con ambas técnicas. Por grande que sea el arco de máximo grosor, una tolerancia ha de quedar, y, desde este punto de vista, el hecho de tener que compensar el torque

diferencial parece responder a la necesidad del uso de auxiliares de torque. Sin embargo, como apuntaba Obdegaard y Meling<sup>242</sup>, es necesario conocer bien la relación entre los momentos de fuerza necesario para el torque y los ángulos de giro del arco/ranura con la finalidad de manejar unos sistemas de fuerzas fisiológicos. Por esto mismo, el uso de los auxiliares permite de una manera efectiva la obtención del torque prescrito, aunque es extremadamente difícil cuantificar con precisión los ángulos de torque exactos que aportan y si ejercemos un rango excesivo de fuerzas al utilizarse de manera complementaria al arco principal que rellena la ranura.

Tradicionalmente, el uso de auxiliares de torque se ha utilizado en las maloclusiones de clase II/2<sup>114</sup> donde hay una alta demanda de torque radículo-palatino y en los casos de extracciones donde la retrusión del frente anterior se acompaña por lo general de una lingualización de los incisivos. Basándonos en los resultados de nuestro estudio, podemos apuntar que los casos de extracciones para ambas técnicas, según qué patrones de extracciones, terminan con una pérdida de torque e inclinación lingual de los incisivos.

La técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> descende conceptualmente de la técnica de arcos ligeros de Begg, bien conocida por el uso de fuerzas bajas y sus numerosos auxiliares redondos de acero, especialmente de torque. En el año 1968, Blodgett y Andreasen<sup>108</sup> hicieron un estudio comparativo sobre la efectividad de los auxiliares de torque con dicha técnica versus el torque con arcos rectangulares en incisivos superiores. Los auxiliares de torque usan una mecánica fuera de la ranura mediante el principio de dos puntos de contacto que ejercen unos niveles inferiores de fuerza al del relleno de arco/ranura y además, en unos rangos de fuerzas más constantes tal como en la actualidad sigue defendiendo DeAngelis<sup>106</sup>. Empero, Blodgett y Andreasen<sup>108</sup> no pudieron rechazar la hipótesis nula, por lo que su estudio no demostró que los auxiliares de torque sean más efectivos que el relleno de la ranura, sin embargo, los resultados fueron mejores a favor de los auxiliares redondos aunque no estadísticamente significativos. Sí que es cierto, que los auxiliares redondos aportan ventajas como que el grupo reactivo a las fuerzas de torque está lejos de los dientes a torsionar, que se pueden hacer de manera individual y desde el inicio del tratamiento y que cuando menos, son tan efectivos como el torque clásico.

Son numerosos los tipos de auxiliares de torque que derivan de la técnica de Begg basados en los espolones ( conocidos como “piggy-back” por ir debajo del arco principal), en loops, como el Warren Spring<sup>114,113</sup>, o en “caja”, como los auxiliares de Kichton<sup>105</sup>. Varios

estudios han demostrado su eficacia<sup>109</sup> pero no todos los que se utilizan con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> parecen ser eficientes tal como demuestra Pancherz<sup>8</sup> con el uso de las barra de torque<sup>110</sup>. Los auxiliares de espolones tipo “2 y 4 spurs” son tradicionalmente usados con ésta técnica y, sin duda, tras los resultados obtenidos en nuestro estudio, serían una buena solución para la pérdida de torque en los casos de extracciones de primeros premolares. Además, estos mismos auxiliares, al ser combinado con los arcos rectangulares, se pueden emplear con la técnica de arco recto que, en base a nuestros resultados, serían especialmente útiles en los casos de extracciones de segundos premolares.

Otras de las ventajas que aportarían el uso de estos auxiliares, sería el hecho de dirigir el juego del arco con la ranura a favor del extremo del rango de torque más alto, es decir, que permiten que durante el movimiento de retrusión, el juego sea hacia vestibular y no tan a lingual, por lo que, favorecería la mayor expresión del torque.

Otras de las opciones para sobrellevar la pérdida de torque para ambas técnicas en casos de extracciones podrían ser el uso de prescripción variable con un alto torque para los incisivos, sin embargo, no dejaría de estar afectado por los condicionantes anatómicos explicados en el anterior apartado, así como otros, por lo que todo apuntaría en el futuro al uso de aparatología completamente individualizada que compensen tantos condicionantes en la expresión final del torque. Los comentados y conocidos sistemas como Insignia<sup>®103</sup>, etc. parecen estar todavía lejos de este ideal.

### **5.2.3 Evaluar el tiempo necesario de tratamiento para el torque efectivo en ambas técnicas**

Estudios recientes<sup>254</sup> demuestran que entre las preocupaciones de los pacientes de ortodoncia, estar bien informados sobre el tiempo de tratamiento estimado y su precisión es el segundo factor que más les importa, después de una reducción en la tarifa del tratamiento. En consecuencia, si los pacientes están bien informados, su satisfacción y expectativas al final del tratamiento serán más altas y reales. Habitualmente, el tiempo típico de tratamiento se acepta entre 15 y 24 meses.

Beckwith et al.<sup>255</sup> evaluaron los factores que influyen en el tiempo de tratamiento y los categorizaron en función de los pacientes, las características de la maloclusión diagnosticadas, la modalidad de tratamiento y la colaboración de los mismos. Para ello, utilizaron hasta 31 variables y concluyeron que más de la mitad de las variaciones de los tiempos de tratamientos se podían explicar en seis de ellas, de las cuales, tres eran dependientes del paciente: colaboración, cambio de citas y brackets reposicionados durante el tratamiento; dos del tipo de tratamiento: en una o dos fases y el uso de anclaje extraoral o no; una en función de las diferencias entre clínicos. Skidmore et al.<sup>256</sup> también estudiaron numerosos factores en relación al tiempo de tratamiento y, al igual que Beckwith et al.<sup>255</sup>, afirmó que las características de los pacientes y la toma de decisión de los clínicos podría ser un estimativo para definir los tiempos de tratamiento, aunque el estudio de los factores influyentes necesitaba mucha más investigación. Mavreas et al.<sup>185</sup>, tras una revisión sistematizada entre 1990 y 2005, llaman a la cautela en la interpretación de los resultados encontrados en la literatura y la precisión de su validez.

Entre los factores estudiados con relación al tiempo de tratamiento, se encuentra el **tipo de aparatología**. Peppers et al.<sup>257</sup> concluyeron que las diferencias entre brackets autoligables y un menor número de visitas o tiempo de tratamiento todavía no se ha podido demostrar. A estas mismas conclusiones llegaron Dibiase et al.<sup>258</sup> y Fleming et al.<sup>257</sup>. En la actualidad, casi no existen estudios entre los tiempos de tratamiento con los brackets de Tip-Edge® y los convencionales de arco recto. Debido a las características de la ranura de Tip-Edge® y sus ventajas en la fricción, se podrían categorizar dentro de los brackets de baja fricción no autoligables<sup>259</sup>. Armstrong et al.<sup>187</sup>, en su estudio ya mencionado respecto a las reabsorciones radiculares y el tiempo de tratamiento para brackets de arco recto, Speed® y Tip-Edge®, demostraron que, para casos de extracciones y no extracciones, Tip-Edge® demandaba más tiempo, entre 27,1 en casos de no extracciones y 30,9, en los de extracciones. Mientras, para los casos de arco recto, los tiempos eran de 21,3 en no extracciones y 24,2 en extracciones. Respecto al bracket de Tip-Edge®, estos tiempos de tratamiento no solo difieren de los obtenidos en nuestro estudio, sino que son contrarios, al igual que los de otros autores como Parkhouse<sup>45,260</sup> cuya media están más en la línea de nuestros resultados. Así, nuestros resultados dieron que la técnica de Tip-Edge® tiene de media 18 meses de tiempo de tratamiento en los casos de no extracciones y entre 20 y 22 meses en los de extracciones, encontrándose dentro de los rangos típicos. Por otro lado, la técnica de arco recto demanda de media 27 meses de tratamiento para casos de extracciones de primeros premolares y 35

meses en los de segundos premolares. Obviamente, estos resultados no pueden ser concluyentes ya que no deja de haber muchos otros factores no evaluados en este estudio, entre ellos, las diferencias entre clínicos, tan solo uno para cada técnica, lo que no es extrapolable a toda la población de ortodoncista en el uso de las mismas.

Otra cuestión importante es el nivel de **terminación de los casos**, clásicamente evaluado mediante el reconocido, por efectivo, índice PAR<sup>261,262</sup> (Peer Assessment Rating). Su uso en relación con el tipo de brackets y el tiempo de tratamiento ha sido estudiado por muchos, y, tanto Peppers et al.<sup>257</sup> como Dibiasi et al.<sup>258</sup>, llegaron igualmente a las mismas conclusiones en sus investigaciones mencionados anteriormente: el tipo de bracket no condicionaba al índice PAR. Otros estudios como el de Parrish et al.<sup>186</sup> sí que encontraron significancia en aquellos tratamientos con mejor índice PAR ya que eran los que necesitaban más tiempo de tratamiento<sup>186</sup>. En el presente estudio, no se evaluó el índice PAR y, por tanto, su correlación con el tiempo de duración del mismo, pero sí que se partía de una muestra tratada por clínicos con una larga experiencia y reconocimiento, así como unas características similares en las maloclusiones.

La **dificultad de tratamiento** es un factor muy relevante en la duración del mismo, lo que fue contemplado en la elección de la maloclusión sagital de los pacientes de la muestra en los criterios de inclusión y exclusión, no así en los problemas transversales y verticales. Por esto mismo, nuestros resultados deben de ser interpretados con cautela. Al dividir la muestra entre grupos de extracciones y no extracciones, se introduce un elemento fundamental en la dificultad de tratamiento y su duración ya que sí está demostrado que es un condicionante importante. Sin embargo, existe todavía controversia a este respecto ya que algunos estudios apuntan a que sus diferencias de tiempo son estadísticamente significativas y otros que no. En nuestro caso, no solo fueron significativas las diferencias en los tiempos entre ambas técnicas sino también entre el grupo de no extracciones y extracciones según el patrón de extracciones.

Por último, **la edad** es un factor a tener en cuenta en los tiempos de tratamiento. Si bien es cierto que el movimiento dental es biológicamente más eficiente a edades tempranas, la falta de colaboración, que es uno de los factores más influyentes en los tiempos de tratamiento, es más frecuente también en estas edades. La muestra de Tip-Edge® partía de una edad media más favorable, entre 12 y 16 años, que la edad de la muestra con arco recto, entre 24 y 27 años, por lo que a priori este factor podría explicar, en parte, la diferencia de

tiempos, aunque, una vez más, sería prudente no concluir definitivamente esto ya que no se estudió, entre otras variables, el nivel de colaboración de los pacientes.

#### 5.2.4 Reabsorción radicular acontecida en ambas técnicas

La muestra utilizada para nuestro estudio no tenía como objetivo principal el estudio de las reabsorciones por lo que no se tuvieron en cuenta a la hora de discriminar los numerosos factores biológicos y mecánicos que pueden influir sobre la reabsorción radicular, más que los propios por conciliar una muestra lo más homogénea posible. El requerimiento mecánico fue el uso dos técnicas diferentes para pacientes con maloclusiones de clase I o clase II/ III no mayor a dos milímetros. Por otro lado, el tamaño muestral de este estudio es reducido en comparación con lo que se utiliza habitualmente en otras investigaciones, por lo que hay que ser cautos a la hora de interpretar la información de nuestros resultados.

Es reseñable destacar que el estudio realizado por Van Loenen<sup>263</sup> demostró que ambos incisivos superiores presentaban la misma cantidad de reabsorción radicular antes y después de la fase de torque con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup>. Esto aporta un valor muy interesante en relación a lo que con la técnica de Begg se había investigado, y es que la longitud radicular casi no disminuía en la fase de torque tras la fase de inclinación. Según este estudio, los incisivos centrales se reabsorbieron en 0,9 milímetros y 0,5 milímetros más en la fase de torque. Esto nos llevaría a pensar que realmente son más importante los factores genéticos más que el tipo de movimiento o la magnitud, como abogaban Begg y Kesling<sup>264</sup>. Los resultados de nuestro estudio estarían acordes con este planteamiento. Como el estudio de Loenen<sup>265</sup>, son otros los estudios que descartan la relación entre las técnicas y la reabsorción radicular aunque otros demuestran lo contrario<sup>266,267,268</sup>.

Encontramos estudios como el de Armstrong et al.<sup>187</sup> resultados contrarios a los nuestros. Armstrong evaluó varios parámetros, entre ellos las reabsorciones radiculares entre brackets de técnicas arco recto preajustadas, autoligables tipo Speed<sup>®</sup> y el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>. Entre sus resultados, destacan que el patrón de reabsorción variaba según la técnica y que el grupo de Tip-Edge<sup>®</sup>, a diferencia de los otros, solo presentaba acortamiento radicular en 31 y 41 de manera estadísticamente significativa, al igual que en los otros dos grupos. Sin embargo, comparando el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> con el de arco recto, tal como en nuestro estudio, éste presentaba un acortamiento mayor en esos dos dientes, 31 y 41. Además, se



observó que las reabsorciones eran *mayores en los grupos de extracciones* que los de no extracciones, lo que coincide también con nuestros resultados que solo dieron diferencias significativas entre los grupos de no extracciones y extracciones de primeros premolares con arco recto. Este mismo hecho se ha demostrado en otros muchos estudios<sup>147,150</sup>.

En palabras de Armstrong et al.<sup>187</sup>, los resultados de su estudio deben de evaluarse con escepticismo ya que se dieron sesgos como el uso de distintas máquinas, o el hecho de realizarse las mediciones sobre ortopantomografías al igual que en este estudio. Por otro lado, los pacientes de la muestra de Tip-Edge® en el estudio de Armstrong fueron tratado por dos clínicos mientras que la muestra con arco recto fue tratada por un departamento universitario de ortodoncia, lo que podría condicionar los resultados.

Otro estudio realizado por Thomas<sup>269</sup>, comparó la reabsorción radicular entre tres tipo de brackets: arco de canto modificado (una variante de arco recto), Tip-Edge® y Damon®. En esta ocasión, se utilizaron telerradiografías calibradas mediante una plancha de resina con bolas de acero a la hora de tomar la imagen. Además, utilizaron dos métodos de medición, uno cuantitativo en términos porcentuales, igual que el presente estudio, y otro cualitativo basados en la escala de Levander y Malmgren<sup>151</sup>. Los resultados dieron que el grupo con mayor reabsorción era el del bracket de Damon®, seguido del de arco de canto modificado, y el que menos, el de Tip-Edge®, siendo estadísticamente significativa la diferencia entre Tip-Edge® y Damon®. Las valoraciones cualitativas según la escala de Levander y Malmgren<sup>151</sup> estaban directamente correlacionadas con los resultados obtenidos en el porcentaje de reabsorción. Además, todos los grupos presentaron reabsorciones, lo que se ha demostrado en distintos estudios<sup>133</sup> que ocurren en un 100% de los casos, y se deberían fundamentalmente a la susceptibilidad individual y a la genética. El hecho de que una técnica como la de Damon® presente mayores reabsorciones se puede justificar en el uso de fuerzas constante, como es con el níquel-titanio superelástico, donde no se crean periodos de reposo para prevenir las reabsorciones radiculares tal como describía Reitan<sup>270</sup> con el uso de fuerzas intermitentes.



## 6.Conclusiones





## **6 CONCLUSIONES**

1. En este estudio, la obtención de torque con la técnica de arco recto diferencial fue más efectiva en casos de extracciones con segundos premolares y en casos de no extracciones, mientras que, en casos de extracciones de primeros premolares la técnica de arco recto fue algo más fiel, pese a que ninguna de las dos lo fueron totalmente. En consecuencia, la hipótesis nula, no hay diferencias entre ambas técnicas, se rechaza parcialmente (Conclusión referida al Objetivo Específico nº 1).
2. Es necesario el uso de auxiliares de torque o, mejor, la individualización del torque para ambos brackets ya que permite dentro de un rango de fuerzas controlado compensar el torque diferencial, las diferencias anatómicas y la malposición inicial de partida (Conclusión referida al Objetivo Específico nº2).
3. La técnica de arco recto diferencial presenta tiempos de tratamientos significativamente más cortos que la de arco recto para extracciones y no extracciones (Conclusión referida al Objetivo Específico nº3).
4. Para ambas técnicas, el porcentaje de reabsorciones radiculares se encontraron en los valores medios publicados en la actualidad. Solo los grupos de extracciones de primeros premolares y no extracciones con arco recto presentaron diferencias estadísticamente significativas, siendo el grupo de extracciones el que tiene mayor reabsorción. Dado que las mediciones se hicieron con ortopantomografías y factor de corrección, los resultados han de interpretarse con cautela (Conclusión referida al Objetivo Específico nº4).
5. El bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> necesita más estudios in vitro e in vivo para así conocer mejor la eficacia de su mecanismo de torque, su eficiencia en los tiempos de tratamiento y las reabsorciones radiculares capaces de producir (Conclusión referida al Objetivo General).



## 7. Bibliografía



## 7 BIBLIOGRAFÍA

1. Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod.* 1959;45(11):817-30.
2. Canut J. Aparato de arco de canto. En: *Ortodoncia Clínica*. Salvat Edi. Barcelona; 1988. p. 299-321.
3. Angle EH. Appendix. En: *Classification and Diagnosis of Malocclusion*. Philadelphia: SS White Manufacturing Company; 1907. p. 579-613.
4. Brodie A. A Discussion of torque force. *Angle Orthod.* 1933;263-5.
5. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK. Moments with the edgewise appliance: Incisor torque control. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103(5):428-38.
6. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Semin Orthod.* 2003;9(3):165-83.
7. Thickett E, Taylor NG, Hodge T. Choosing a pre-adjusted orthodontic appliance prescription for anterior teeth. *J Orthod.* 2007;34(July):95-100.
8. Pancherz H, Löffler A, Obijou C. Efficiency of root torquing auxiliaries. *Clin Orthod Res.* 2001;4(1):28-34.
9. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod.* 1972;62(3):296-309.
10. Kesling PC. Dynamics of the tip-edge bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(1):16-25.
11. Begg PR, Kesling PC. The differential force method of orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1977;71(1):1-39.
12. Angle EH. The latest and best in orthodontic mechanism. *Dent cosmos; a Mon Rec Dent Sci.* 1929;71(2):164-74.
13. Kesling PC. Letters To Editor. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;55(4):19A.
14. Parkhouse RC. Rectangular wire and third-order torque: a new perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(4):421-30.
15. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;104(1):8-20.
16. Parkhouse RC. Rectangular wire and third-order torque: a new perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(4):421-30.



17. Philippe J, Guédon P. Evolution of orthodontic appliances from 1728 to 2007. Inaugural Conference of the 79th Scientific Meeting of the SFODF at Versailles, 31 May 2007. *Orthod Fr.* 2007;78(4):295-302.
18. Kinast H. The historical development of orthodontics. *Z Stomatol* (1921). 1986;83(6):479-99.
19. Ramirez de Arellano y Oñate ML. Origin and historical development of orthodontics in Spain (1872-1936). *Rev Actual Estomatol Esp.* 1984 Jul-Aug;44(339):63-72.
20. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*. 5 th. Barcelona: Elsevier-Mosby, 2013: 768.
21. Graber TM, Vanarsdall RL VK. *Ortodoncia: principios y técnicas actuales*. Vol. cuatro 4th ed, Madrid: Elsevier/Mosby, 2006: 1213 p.
22. Steiner CC. Is There One Best Orthodontic Appliance? *Angle Orthod.* 1933;3(4):277-98.
23. Kesling PC. Expanding the horizons of the edgewise arch wire slot. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;94(1):26-37.
24. Bravo González LA. *Manual de Ortodoncia*. Primera. Madrid: Editorial Síntesis, S.A., 2003: 703 p.
25. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. Torque expression of 0.018 and 0.022 inch conventional brackets. *Eur J Orthod.* 2013;35(5):610-4.
26. Graber TM, Swain BF. Treatment mechanics for the straight wire appliance. En: *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Louis: C.V. Mosby, 1985.
27. Andrews L. The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod JCO.* 1976;10(3):174-95.
28. Corruccini RS. Australian aboriginal tooth succession, interproximal attrition, and Begg's theory. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;97(4):349-57.
29. Begg PR. Stone age man's dentition. *Am J Orthod.* 1954;40(4):298-312.
30. Begg PR. Light arch wire technique. *Am J Orthod.* 1961;47(1):30-48.
31. Birkenkamp S, Pancherz H. Comparison of three brands of round stainless steel wires used in the Begg and tip-edge techniques. *Aust Orthod J.* 2004;20(2):65-9.
32. AJ. W. Applied materials engineering for orthodontic wires. *Aust Orthod J.* 1989;11:22-9.
33. AJ. W. Arthur J. Wilcock, Jr. on orthodontic wires. Interview by R. C. Kesling and C. K. Kesling. *J Clin Orthod.* 1988;22:484-9.

34. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1956;42(7):481-510.
35. Vela-Hernández A, Calama-González R, González-Costa V, González-Merchán J. La técnica de arco recto diferencial ( Tip-Edge). *Ortod Española*. 2014;52(3):35-44.
36. McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;147(6):654-62.
37. Magness WB. The straight-wire concept. *Am J Orthod*. 1978;73(5):541-50.
38. LF ALF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod*. 1976;10(2):99-114.
39. Dellinger EL. A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod*. 1978;73(3):290-9.
40. Ricketts RM. Public relations and contemporary treatment concepts. *Angle Orthod*. octubre de 1968;38(4):321-7.
41. Roth RH. Functional occlusion for the orthodontist. *J Clin Orthod*. enero de 1981;15(1):32-40, 44-51 contd.
42. Kesling PC. Dynamics of the tip-edge bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989;96(1):16-25.
43. Meyer R. Tip-Edge Plus bracket--a combination between Begg and Straight-Wire bracket--the best of both worlds with new horizons in fixed orthodontic therapy. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2008;118(8):713-32.
44. Morein S. The versatile Tip-Edge appliance. *Int J Orthod Milwaukee*. 2003;14(1):21-6.
45. Parkhouse RC. Current products and practice: Tip-Edge Plus. *J Orthod*. 2007;34(1):59-68.
46. Parkhouse RC. Current products and practice: Tip-Edge Plus. *Int J Orthod Milwaukee*. 2008;19(3):17-24.
47. Parkhouse RC. Plus updates. *Int J Orthod Milwaukee*. enero de 2008;19(4):17-22.
48. Kaku JK. Overlay mechanics with the Tip-Edge PLUS bracket. *J Clin Orthod*. 2006;40(2):78-82.
49. Andrews LF. The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod*. 1976;10(3):174-95.

50. Lombardo L, Arreghini A, Bratti E, Mollica F, Spedicato G, Merlin M, et al. Comparative analysis of real and ideal wire-slot play in square and rectangular archwires. *Angle Orthod.* 2015;85(5):848-58.
51. Johnson E. Selecting custom torque prescriptions for the straight-wire appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(4 SUPPL):S161-7 .
52. Hixson ME, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 1982;81(6):447-54.
53. Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86(1):43-51.
54. Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(4):387-93.
55. Cash AC, Good SA, Curtis R V, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets - Are Standards as expected? *Angle Orthod.* 2004;74(4):450-3.
56. Steyn CL. Measurement of edgewise torque force in vitro. *Am J Orthod.* 1977;71(5):565-73.
57. O'Higgins EA, Kirschen RH, Lee RT. The influence of maxillary incisor inclination on arch length. *Br J Orthod.* 1999;26(2):97-102.
58. Tuverson DL. Anterior interocclusal relations Part I. *Am J Orthod.* 1980;78(4):361-70.
59. Tuverson DL. Anterior interocclusal relations. Part II. *Am J Orthod.* 1980;78(4):371-93.
60. Hussels W, Nanda RS. Effect of maxillary incisor angulation and inclination on arch length. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987;91(3):233-9.
61. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125(3):323-8.
62. Sangcharearn Y, Ho C. Maxillary Incisor Angulation and Its Effecton Molar Relationships. *Angle Orthod.* 2007;77(2):221-5.
63. Alonso AA, Albertini JS, Bechelli AH. Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral. Buenos Aires ; Madrid [etc.] : Editorial Médica Panamericana; 2005. 637 p.
64. Okeson, JP. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 6 Ed, España: Elsevier, 2013
65. Lundeen HC, Gibbs CH. Mandibular movement and its clinical significance. *Phillip J für Restaur Zahnmedizin.* 1987;4(2):87-97.

66. Miller L. Symbiosis of esthetics and occlusion: thoughts and opinions of a master of esthetic dentistry. *J Esthet Dent*. 1999;11(3):155-65.
67. Ghaleb N, Bouserhal J, Bassil-Nassif N. Aesthetic evaluation of profile incisor inclination. *Eur J Orthod*. 2011;33(3):228-35.
68. Janzen EK. A balanced smile-A most important treatment objective. *Am J Orthod*. 1977;72(4):359-72.
69. Sarver DM, Ackerman MB. Dynamic smile visualization and quantification: Part 2. Smile analysis and treatment strategies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Aug;124(2):116-27.
70. Sarver DM. The importance of incisor positioning in the esthetic smile: The smile arc. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;120(2):98-111.
71. Sarver DM, Ackerman JL. Orthodontics about face: the re-emergence of the esthetic paradigm. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117(5):575-6.
72. Yang M zhi, Xu T min, Lin J xiang. The compensation of post-treatment incisor torque in sagittal jaw relationship. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2006;41(10):610-1.
73. Sabri R. The eight components of a balanced smile. *J Clin Orthod*. marzo de 2005;39(3):155-167; quiz 154.
74. Sarver DM, Ackerman MB. Dynamic smile visualization and quantification: Part 1. Evolution of the concept and dynamic records for smile capture. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124(1):4-12.
75. Yang X, Yi Y, Yang S, Xue C, Wang Y, Chen M, et al. Role of sagittal and oblique smiling profiles in evaluating facial esthetics. *J Craniofac Surg*. 2015;26(2):532-6.
76. Ziehmer TR. The cephalometric differences between attractive and unattractive smiles. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007; 132:417
77. Kerns LL, Silveira AM, Kerns DG, Regennitter FJ. Esthetic preference of the frontal and profile views of the same smile. *J Esthet Dent*. 1997;9(2):76-85.
78. Cao L, Zhang K, Bai D, Jing Y, Tian Y, Guo Y. Effect of maxillary incisor labiolingual inclination and anteroposterior position on smiling profile esthetics. *Angle Orthod*. 2011;81(1):121-9.
79. Mackley RJ. An evaluation of smiles before and after orthodontic treatment. *Angle Orthod*. 1993;63(3):183-189; discussion 190.
80. Broadbent H. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*. 1931;1(2):45-66.
81. Steiner C. Cephalometrics In Clinical Practice. *Angle Orthod*. 1959;29(1):8-29.

82. Knösel M, Attin R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Cephalometric assessment of the axial inclination of upper and lower incisors in relation to the third-order angle. *J Orofac Orthop*. 2007;68(3):199-209.
83. Shroff B. Root correction during orthodontic therapy. *Semin Orthod*. 2001;7(1):50-8.
84. Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;105(4):392-400.
85. Lindauer SJ. The basics of orthodontic mechanics. *Semin Orthod*. 2001;7(1):2-15.
86. Yoshikawa DK. Biomechanical principles of tooth movement. *Dent Clin North Am*. 1981;25:19-26.
87. Parkhouse RC, Parkhouse PSJ. The «Tip-Edge» torquing mechanism: A mathematical validation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(6):632-8.
88. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. The ground rules for arch wire design. *Semin Orthod*. 1995;1(1):3-11.
89. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. A comparative assessment of the forces and moments generated at the maxillary incisors between conventional and self-ligating brackets using a reverse curve of Spee NiTi archwire. *Aust Orthod J*. 2010;26(2):127-33.
90. Lacarbonara, M., Accivile, E., Abed, M.R., Dinoi, M.T., Monaco A. Variable torque prescription: State of Art. *Open Dent J*. 2015;9(1):60-4.
91. Broadbent JM. Patient-specific treatment with variable torque straight-wire. *Funct Orthod*. 2003;20(1-2):4-30.
92. Cattaneo PM, Salih RA, Melsen B. Labio-lingual root control of lower anterior teeth and canines obtained by active and passive self-ligating brackets. *Angle Orthod*. 2013;83(4):691-7.
93. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133(5):721-8.
94. Mavreas D, Kuppens E, Buyl R, Vande Vannet B. How orthodontic records can influence torque choice decisions? *Eur J Orthod*. 2016;38(2):212-6.
95. Perri A, Gracco A, Siviero L, Parenti IS, Ippolito DR. Customized orthodontics: The Insignia System. *Int J Orthod Milwaukee*. 2014;25(4):17-20.
96. Gracco A, Stellini E, Parenti SI, Bonetti GA. Individualized orthodontic treatment: The Insignia system. *Orthodontics (Chic)*. 2013;14(1):e88-94.

97. Scholz RP, Sarver DM. Interview with an Insignia doctor: David M. Sarver. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(6):853-6.
98. Müller-Hartwich R, Jost-Brinkmann P-G, Schubert K. Precision of implementing virtual setups for orthodontic treatment using CAD/CAM-fabricated custom archwires. *J Orofac Orthop.* 2016;77(1):1-7.
99. Moles R. The SureSmile system in orthodontic practice. *J Clin Orthod.* 2009;43(3):161-74; quiz 184.
100. Saxe AK, Louie LJ, Mah J. Efficiency and effectiveness of suresmile. *World J Orthod.* 2010;11(1):16-22.
101. Alford TJ, Roberts WE, Hartsfield JK, Eckert GJ, Snyder RJ. Clinical outcomes for patients finished with the SureSmile method compared with conventional fixed orthodontic therapy. *Angle Orthod.* 2011;81(3):383-8.
102. Larson BE, Vaubel CJ, Grünheid T. Effectiveness of computer-assisted orthodontic treatment technology to achieve predicted outcomes. *Angle Orthod.* 2013;83(4):557-62.
103. Aldrees AM. Do customized orthodontic appliances and vibration devices provide more efficient treatment than conventional methods? *Korean J Orthod.* 2016;46(3):180-5.
104. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Pohle L, Sellenrieck D. Bending and torquing accuracy of the bending art system (BAS). *J Orofac Orthop.* 1996;57(1):16-23.
105. Sims MR. Torque application to maxillary incisors. *Aust Orthod J.* 1972;3(1):5-12.
106. DeAngelis V, Davidovitch Z. Optimal orthodontics: an achievable target. *Harvard Society for the Advancement of Orthodontics. Davidovitch.* 2004;1-16.
107. Deangelis V, Davidovitch Z, Eliades T. Variation in torque expression in preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(5):A20-2.
108. Blodgett GB, Andreasen GF. Comparison of two methods of applying lingual root torque to maxillary incisors. *Angle Orthod.* 1968;38(3):216-24.
109. Mitchell DL, Kinder JD. A comparison of two torquing techniques on the maxillary central incisor. *Am J Orthod.* 1973;63(4):407-13.
110. Kesling CK. Improving incisor torque control with nickel titanium Torque Bars. *J Clin Orthod.* 1999;33(4):224-30.
111. Harradine NW, Gale D. The effects of torque control spurs in twin-block appliances. *Clin Orthod Res.* 2000;3(4):202-9.
112. Aelbers C, Dermaut L. Incisor torque by means of a modified Teuscher activator. Three case reports. *J Orofac Orthop.* 1998;59(3):171-7.
113. Bernstein L. Root torque with Warren springs. *J Clin Orthod.* 1971;5:167-9.

114. Arvystas MG. Nonextraction treatment of severe Class II, Division 2 malocclusions. Part 2. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;99(1):74-84.
115. Gandini LG, Gandini MREAS, Amaral RM de P. Continuous torque system with control of the reaction unit. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(3):393-5.
116. Musilli M, Acanfora M, Gherlone E, Lucchese A. Anterior torque correction with bracketless fixed orthodontics. *J Clin Orthod*. 2012;46(9):558-62-2.
117. Kook Y-A. A simple technique for independent torque control with miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2009;43:566-71.
118. Parashar A, Aileni KR, Rachala MR, Shashidhar NR, Mallikarjun V, Parik N. Torque loss in en-masse retraction of maxillary anterior teeth using miniimplants with force vectors at different levels: 3D FEM study. *J Clin Diagnostic Res*. 2014;8(12):ZC77-ZC80.
119. Jayade V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P. Biomechanics of torque from twisted rectangular archwires. *Angle Orthod*. 2007;77(2):214-20.
120. Vardimon AD, Oren E, Ben-Bassat Y. Cortical bone remodeling/tooth movement ratio during maxillary incisor retraction with tip versus torque movements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(5):520-9.
121. Sarikaya S, Haydar B, Ciger S, Ariyürek M. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(1):15-26.
122. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Mar;125(3):323-8.
123. Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop*. 2002;63(2):113-28.
124. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop*. 2000;61(4):258-65.
125. Meling TR, Odegaard J. The effect of second-order couple on the application of torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;113(3):256-62.
126. Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, et al. Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod*. 2012;34(3):374-80.
127. Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: A prospective clinical trial. *Orthod Craniofacial Res*. 2006;9(4):193-8.
128. Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102(1):62-7.

129. Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):329-35.
130. Germane N, Bentley Jr. BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(4):312-9.
131. Galluccio G. Variability of the dental surface : effects on orthodontic treatment. *Prog Orthod.* 2008;9(1):18-24.
132. Ketcham AH. A preliminary report of an investigation of apical root resorption of permanent teeth. *Int J Orthod Oral Surg Radiogr.* 1927;13(2):97-127.
133. Brezniak N, Wasserstein A, Breznlak N, Wassersteln A, Aviv T. Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103(1):62-6.
134. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103(1):138-46.
135. Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod.* 1983;5(3):173-83.
136. Goldin B. Labial root torque: effect on the maxilla and incisor root apex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;95(3):208-19.
137. Wehrbein H, Fuhrmann RAW, Diedrich PR. Periodontal conditions after facial root tipping and palatal root torque of incisors. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;106(5):455-62.
138. Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Arana-Chavez VE. Root resorption on torqued human premolars shown by tartrate-resistant acid phosphatase histochemistry and transmission electron microscopy. *Angle Orthod.* 2006;76(6):1015-21.
139. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment: A study using identical extracted maxillary human premolars. *Angle Orthod.* 2007;77(4):653-9.
140. Feller L, Khammissa RAG, Thomadakis G, Fourie J, Lemmer J. Apical External Root Resorption and Repair in Orthodontic Tooth Movement: Biological Events. Vol. 2016, BioMed Research International. Hindawi Publishing Corporation; 2016. p. 4864195.
141. Lopatiene K, Dumbravaite A. Risk factors of root resorption after orthodontic treatment. *Stomatologija.* 2008;10(3):89-95.
142. Hartsfield JK. Pathways in external apical root resorption associated with orthodontia. *Orthod Craniofac Res.* 2009 Aug;12(3):236-42



143. Nigul K, Jagomagi T. Factors related to apical root resorption of maxillary incisors in orthodontic patients. *Stomatol Balt Dent Maxillofac J Stomatol Balt Dent Maxillofac J*. 2006;8(8):76-9.
144. Lupi JE, Handelman CS, Sadowsky C. Prevalence and severity of apical root resorption and alveolar bone loss in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;109(1):28-37.
145. Tieu LD, Saltaji H, Normando D, Flores-Mir C. Radiologically determined orthodontically induced external apical root resorption in incisors after non-surgical orthodontic treatment of class II division 1 malocclusion: a systematic review. *Prog Orthod*. 2014;15(1):48.
146. Ramanathan C, Hofman Z. Root resorption in relation to orthodontic tooth movement. *Acta Medica (Hradec Kral)*. 2006;49(2):91-5.
147. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. mayo de 2001;119(5):511-5.
148. Killiany DM. Root resorption caused by orthodontic treatment: an evidence-based review of literature. *Semin Orthod*. 1999;5(2):128-33.
149. Linge L, Linge BO. Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;99(1):35-43.
150. Nanekrungsan K, Patanaporn V, Janhom A, Korwanich N. External apical root resorption in maxillary incisors in orthodontic patients: associated factors and radiographic evaluation. *Imaging Sci Dent*. 2012;42(3):147-54.
151. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: A study of upper incisors. *Eur J Orthod*. 1988;10(1):30-8.
152. Fleiss JL, Cohen J, Everitt BS. Large sample standard errors of Kappa and weighted kappa. *Psychol Bull*. 1969;72(5):323-7.
153. López A, Galparsoro DU, Fernández P. Medidas de concordancia : el índice de Kappa. *Cad Aten Primaria*. 2001;2-6.
154. Hernandez Aguado I, Porta Serra M, Miralles M, Garcia Benavides F, Bolumar F. [The quantification of variability in clinical cases] La cuantificación de la variabilidad en las observaciones clínicas. *Med Clínica*. 1990;95(11):424-9.
155. Bartko JJ. the Intraclass Correlation Coefficient As a. *Psychol Rep*. 1966;19(1):3-11.
156. Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*. 1965;52(3-4):591-611.
157. Morina E, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical analysis of orthodontic brackets with different closing mechanisms. *Biomed Tech (Berl)*. 2009;54(2):89-97.

158. Chen Shuang-xi SX Department of Orthodontics SH of NC. Clinical effect of premolar extraction with high torque self-locking appliances. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2015;24:739-42.
159. George MG, Romanyk DL, George A, Li Y, Heo G, Major PW, et al. Comparison of third-order torques simulation and without a periodontal ligament simulant. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;148(3):431-9.
160. Xia Z, Chen J. Biomechanical validation of an artificial tooth-periodontal ligament-bone complex for in vitro orthodontic load measurement. *Angle Orthod*. 2013;83(3):410-7.
161. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod*. 1969;55(4):353-69.
162. Steyn CL. Measurement of edgewise torque force in vitro. *Am J Orthod*. 1977;71(5):565-73.
163. Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng*. 1992;14(5):371-8.
164. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod*. 1991;13(3):169-78.
165. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod*. 2014;15(1):53.
166. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod*. 2010;80(1):201-10.
167. Weyrich C, Lisson JA. The Effect of Premolar Extractions on Incisor Position and Soft Tissue Profile in Patients with Class II, Division 1 Malocclusion. *J Orofac Orthop*. 2009;70(2):128-38.
168. Darendeliler N, Taner-Sarisoy L. The influence of orthodontic extraction treatment on dental structures: A two-factor evaluation. *Eur J Orthod*. 2001;23(3):295-303.
169. Han SH, Lee EH, Cho JH, Chae JM, Kim SC, Chang NY, et al. Evaluation of the relationship between upper incisor exposure and cephalometric variables in Korean young adults. *Korean J Orthod*. 2013;43(5):225-34.
170. Cangialosi TJ, Meistrell ME. A cephalometric evaluation of hard- and soft-tissue changes during the third stage of Begg treatment. *Am J Orthod*. 1982;81(2):124-9.
171. Steiner CC. Cephalometrics for you and me. *Am J Orthod*. 1953;39(10):729-55.
172. Walker GF, Kowalski CJ. Use of angular measurements in cephalometric analyses. *J Dent Res*. 1972;51(4):1015-21.

173. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod.* 1994;64(6):447-54.
174. Chen K, Han X, Huang L, Bai D. Tooth movement after orthodontic treatment with 4 second premolar extractions. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;138(6):770-7.
175. Ong HB, Woods MG. An Occlusal and Cephalometric Analysis of Maxillary First and Second Premolar Extraction Effects. *Angle Orthod.* 2001;71(2):90-102.
176. Ricketts RM. A four-step method to distinguish orthodontic changes from natural growth. *J Clin Orthod.* 1975;9(4):208-15, 218-28.
177. Richmond S, Klufas ML, Sywanyk M. Assessing incisor inclination: a non-invasive technique. *Eur J Orthod.* 1998;20(6):721-6.
178. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. *Am J Orthod.* 1971;60(5):505-17.
179. Ghahferokhi AE, Elias L, Jonsson S, Rolfe B, Richmond S. Critical assessment of a device to measure incisor crown inclination. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(2):185-91.
180. Knösel M, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsaric R. The third-order angle and the maxillary incisor's inclination to the NA line. *Angle Orthod.* 2007;77(1):82-7.
181. Yang X, Qian Y-F. Torque control evaluated by lateral cephalometric radiography and cone-beam CT after retraction of the upper anterior teeth. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2016;25(4):469-74.
182. Smektala T, Jedrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: A systematic review. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014 Dec;42(8):1795-801.
183. Huanca Ghislanzoni LT, Lineberger M, Cevitanes LHS, Mapelli A, Sforza C, McNamara JA. Evaluation of tip and torque on virtual study models: a validation study. *Prog Orthod.* 2013;14(1):19.
184. Esteves de Oliveira Melo AC, Oliveira Thiers Carneiro L, Farias Pontes L, Lobão Cecim R, Rufinod E, Mattos JN, Normando D. Factors related to orthodontic treatment time in adult patients. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(5):59-63.
185. Mavreas D, Athanasiou AE. Factors affecting the duration of orthodontic treatment: a systematic review. *Eur J Orthod.* 2008;30(4):386-95.
186. Parrish LD, Roberts WE, Maupome G, Stewart KT, Bandy RW, Kula KS. The relationship between the ABO discrepancy index and treatment duration in a graduate orthodontic clinic. *Angle Orthod.* 2011;81(2):192-7.
187. Armstrong D, Kharbanda OP, Petocz P, Darendeliler MA. Root resorption after orthodontic treatment. *Aust Orthod J.* 2006;22(2):153-60.

188. Mirabella a D, Artun J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:48-55.
189. Levander E, Bajka R, Malmgren O. Early radiographic diagnosis of apical root resorption during orthodontic treatment: a study of maxillary incisors. *Eur J Orthod.* 1998;20(1):57-63.
190. Kurol iri, Owman-Moll P, Lundgren D. Time-related root resorption after application controlled continuous orthodontic force. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;110:303-10.
191. Mirabella AD, Artun J. Prevalence and severity of apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 1995;17(2):93-9.
192. Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Dinbar A, Arad A, Wasserstein A, et al. A comparison of three methods to accurately measure root length. *Angle Orthod.* 2004;74(6):786-91.
193. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(5):390-6.
194. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Cone Beam Computed Tomography for Assessment of Root Length and Marginal Bone Level during Orthodontic Treatment. *Angle Orthod.* 2010;80(3):466-73.
195. Makedonas D, Lund H, Gröndahl K, Hansen K. Root resorption diagnosed with cone beam computed tomography after 6 months of orthodontic treatment with fixed appliance and the relation to risk factors. *Angle Orthod.* 2012;82(2):196-201.
196. Lund H, Gröndahl K, Hansen K, Gröndahl H-G. Apical root resorption during orthodontic treatment. A prospective study using cone beam CT. *Angle Orthod.* 2012;82(3):480-7.
197. Yi J, Li M, Li Y, Li X, Zhao Z. Root resorption during orthodontic treatment with self-ligating or conventional brackets: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2016;16(1):125.
198. Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod.* 2004;38(6):335-340; quiz 334.
199. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod.* 2014;15(1):53.
200. Proffit W, Fields H, Sarver D. *Contemporary Orthodontics.* 4th edition. St Louis. Mosby-Elsevier; 2007.

201. Lia Y, Tangb N, Xub Z, Fengb X, Yangb L, Zhaoc Z. Bidimensional techniques for stronger anterior torque control in extraction cases a combined clinical and typodont study. *Angle Orthod.* 2012;82(4):715-22.
202. DeAngelis V. Begg-edgewise, an amalgamated technique. *Am J Orthod.* 1976;69(3):301-17.
203. Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 2009;79(3):551-7.
204. Shen X, Sun X, Tian H, Zhang C, Yan K, Guo Y. Mechanical properties of nickel-titanium archwire used in the final treatment phase of Tip-Edge Plus technique: an in vitro study. *Chin Med J (Engl).* 2013;126(1):135-9.
205. Uğur T, Yukay F. Normal faciolingual inclinations of tooth crowns compared with treatment groups of standard and pretorqued brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112(1):50-7.
206. Vardimon AD, Lambertz W. Statistical evaluation of torque angles in reference to straight-wire appliance (SWA) theories. *Am J Orthod.* 1986;89(1):56-66.
207. Mittal M, Thiruvengkatachari B, Sandler PJ, Benson PE. A three-dimensional comparison of torque achieved with a preadjusted edgewise appliance using a Roth or MBT prescription. *Angle Orthod.* 2015;85(2):292-7.
208. Moesi B, Dyer F, Benson PE. Roth versus MBT: Does bracket prescription have an effect on the subjective outcome of pre-adjusted edgewise treatment? *Eur J Orthod.* 2013;35(2):236-43.
209. Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, et al. Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod.* 2012;34(3):374-80.
210. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. Torque efficiency of different archwires in 0.018- and 0.022-inch conventional brackets. *Angle Orthod.* 2014;84(1):149-54.
211. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Meade FGG. Force decay and Deformation of Orthodontic Elastomeric Ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(1):1-11.
212. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod.* 1994;64(4):283-90.
213. Kesling PC. *The Tip-Edge Guide*. 3rd edition, La Porte, Indiana. Two Swan Advertising Agency; 1996.
214. Melenka GW, Lacoursiere RA, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. *Eur J Orthod.* 2014;36(4):381-8.

215. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod*. 2004;26(4):435-41.
216. Ranjit S, Kim W. Dependence of archwire on different orthodontic brackets; numerical study on stress distributions and deformations. *Int J Appl Eng Res*. 2014;9(17):4029-40.
217. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99(4):287-93.
218. Manhães RF, Divino R, Lucato AS, Vedovello SAS, Correa C, Valdrigh HC. Fracture strength of ceramic brackets submitted to archwire torsional strain. *Brazilian J Oral Sci*. 2011;10(3):180-3.
219. Nishio C, Mendes A de M, Almeida MA de O, Tanaka E, Tanne K, Elias CN. Evaluation of esthetic brackets' resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(1):42-8.
220. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Melenka GW, Major PW. An investigation into the mechanical characteristics of select self-ligated brackets at a series of clinically relevant maximum torquing angles: Loading and unloading curves and bracket deformation. *Eur J Orthod*. 2013;35(6):719-29.
221. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Deformation and warping of the bracket slot in select self-ligating orthodontic brackets due to an applied third order torque. *J Orthod*. 2012 Mar;39(1):25-33.
222. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Measurement of plastic and elastic deformation due to third-order torque in self-ligated orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;140(3):326-39.
223. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;139(1):e31-44.
224. Brauchlia LM, Steineckb M, Wichelhausc A. Active and passive self-ligation: A myth? Part 1: Torque control. *Angle Orthod*. 2012;82(4):663-9.
225. Katsikogianni EN, Reimann S, Weber A, Karp J, Bourauel C. A comparative experimental investigation of torque capabilities induced by conventional and active, passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 2015;37(4):440-6.
226. Franco ÉMF, Valarelli FP, Fernandes JB, Cançado RH, Freitas KMS de. Comparative study of torque expression among active and passive self-ligating and conventional brackets. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(6):68-74.
227. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Bourauel C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. *Orthod Craniofac Res*. 2012;15(4):255-62.

228. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, et al. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;136(5):638-43.
229. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech*. 2010;2010:781321.
230. Creekmore TD. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. *J Clin Orthod*. 1976;10(7):530-4.
231. Bolender Y, Vernière A, Rapin C, Filleul M-P. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod*. 2010;80(6):1100-9.
232. Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod*. 1985;55(1):37-50.
233. Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod*. 2010;80(5):884-9.
234. Isaacson RJ, Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: torquing arches. *Semin Orthod*. 1995;1(1):31-6.
235. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Conley P. Responses of 3-dimensional arch wires to vertical V-bends: comparisons with existing 2-dimensional data in the exist lateral view. *Semin Orthod*. 1995;1(1):57-63.
236. Wichelhaus A, Sander FG. Biomechanical testing of the new torque-segmented arch (TSA). *Fortschr Kieferorthop*. 1995;56(4):224-35.
237. Meulien P. Control of the incisor axis in the vestibulo-lingual direction using an original titanium-molybdenum alloy arch. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1990;91(5):335-43.
238. Peretta R, Huanca Ghislanzoni LT. Torque and intrusion control of the upper incisors with a modified posted archwire. *J Clin Orthod*. 2015;49(3):201-3.
239. Zhang J, Bai D, Gu M, Kang N. Influence of loops on the torsion stiffness of rectangular wire. *Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2004 May;35(3):361-3.
240. Bai D, Gu M, Zhang J. Incisor torque control with fixed appliance. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2004;39:104-7.
241. Creekmore T, D. Creekmore on torque. *J Clin Orthod*. 1979;13(5):305-10.
242. Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;111(3):310-20.

243. Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod*. 2010;37(4):241-9.
244. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. julio de 1993;104(1):8-20.
245. Germane N, Bentley Jr. BE, Isaacson RJ, Bentley BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989;96(4):312-9.
246. Carlsson R, Rönnerman A. Crown-root angles of upper central incisors. *Am J Orthod*. 1973;64(2):147-54.
247. Delivanis HP, Kuftinec MM. Variation in morphology of the maxillary central incisors found in class II, division 2 malocclusions. *Am J Orthod*. 1980 Oct;78(4):438-43.
248. Williams A, Woodhouse C. The crown to root angle of maxillary central incisors in different incisal classes. *Br J Orthod*. 1983;10(3):159-61.
249. McIntyre GT, Millett DT. Crown-root shape of the permanent maxillary central incisor. *Angle Orthod*. 2003;73(6):710-5.
250. Srinivasan B, Kailasam V, Chitharanjan A, Ramalingam A. Relationship between crown-root angulation (collum angle) of maxillary central incisors in Class II, division 2 malocclusion and lower lip line. *Orthodontics (Chic)*. 2013;14(1):e66-74.
251. Sondhi A. The implications of bracket selection and bracket placement on finishing details. *Semin Orthod*. 2003;9(3):155-64.
252. Mestriner MA, Enoki C, Mucha JN. Normal torque of the buccal surface of mandibular teeth and its relationship with bracket positioning: A study in normal occlusion. *Braz Dent J*. 2006;17(2):155-60.
253. Chachada AD, Kamble R. Influence of morphology of maxillary central incisor on expression of torque using 2D surface scanning and Confirmation with 3D Photographic Model: An in vitro Study. *World J Dent*. 2014;5(1):21-7.
254. Peppers EC, Leggitt VL, Caruso JM, Neufeld R, Green J. The effect of changes in primary attending doctor coverage frequency on orthodontic treatment time and results. *Angle Orthod*. 2015;85(6):1051-6.
255. Beckwith FR, Ackerman RJ, Cobb CM, Tira DE. An evaluation of factors affecting duration of orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999;115(4):439-47.
256. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006;129(2):230-8.
257. Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Randomized clinical trial of orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(6):738-42.



258. DiBiase AT, Nasr IH, Scott P, Cobourne MT. Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: A prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;139(2):e111-6.
259. Liu X, Ding P, Lin J. Effects of bracket design on critical contact angle. *Angle Orthod*. 2013;83(5):877-84.
260. Parkhouse R. *Tip-Edge Orthodontics and the Plus Bracket*. Elsevier Ltd; 2009. 185 p.
261. Richmond S, Shaw WC, O'Brien KD, Buchanan IB, Jones R, Stephens CD, et al. The development of the PAR index (peer assessment rating): Reliability and validity. *Eur J Orthod*. 1992;14(2):125-39.
262. Shaw WC, Richmond S, O'Brien KD, Brook P, Stephens CD. Quality control in orthodontics: indices of treatment need and treatment standards. *Br Dent J*. 1991;170(3):107-12.
263. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod*. 2007;29(6):583-8.
264. Kesling PC, Rocke RT, Kesling CK. Treatment with Tip-Edge brackets and differential tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;99(5):387-401.
265. Mohandesan H, Ravanmehr H, Valaei N. A radiographic analysis of external apical root resorption of maxillary incisors during active orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 2007;29(2):134-9.
266. Handem RH, Janson G, Matias M, de Freitas KMS, de Lima DV, Garib DG, et al. External root resorption with the self-ligating Damon system—a retrospective study. *Prog Orthod*. 2016;17(1):20.
267. Jacobs C, Gebhardt PF, Jacobs V, Hechtner M, Meila D, Wehrbein H. Root resorption, treatment time and extraction rate during orthodontic treatment with self-ligating and conventional brackets. *Head Face Med*. 2014;10:2.
268. Blake M, Woodside DG, Pharoah MJ. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with the edgewise and Speed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;108(1):76-84.
269. Thomas E, Evans W, P B. An evaluation of root resorption after orthodontic treatment. *SADJ J South African Dent Assoc*. 2012;67(7):384-9.
270. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod*. 1974;44(1):68-82.



## 8. Resumen



## 8 RESUMEN

**Introducción:** Desde que Angle desarrollara el aparato de Arco de Canto, el mecanismo de torque clásico ha sido el relleno del arco con la ranura, actualmente preajustada con la técnica más universal, Arco Recto. Tras décadas de uso, existen sus sombras en lo que respecta a la expresión del torque y, entre algunas opciones para combatirlo, Kesling desarrolló la técnica de Arco Recto Diferencial con un bracket original conocido como el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup>, el mismo que le da también nombre a la técnica.

La diferencia fundamental entre ambas técnicas radica en que con la técnica de Arco Recto el arco final de acero 0,021" x 0,025" actúa de manera activa disipando el torque entre los dientes adyacente, mientras que con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> el arco de 0,0215 x 0,027" es un elemento pasivo. La torsión radicular en ésta última ocurre por elementos activadores como son los resortes de Side Winder o un arco de níquel-titanio 0,016" en el bracket de Tip-Edge<sup>®</sup> Plus. Además, la tolerancia con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup> debería de ser a priori menor y, por tanto, el juego y la pérdida de torque efectivo también.

En el presente estudio, se planteó pues una hipótesis nula, no existen diferencias en la expresión del torque de incisivos superiores entre las dos técnicas; y una hipótesis alternativa, sí existen diferencias en el torque de los incisivos manifestado entre ambas técnicas.

**Objetivo:** Evaluar cuál de las dos técnicas, arco recto y Tip-Edge<sup>®</sup> con Side Winder, es más efectiva en la expresión del torque en los incisivos centrales, especialmente en los casos de extracciones. Como objetivos menores, si existe la necesidad de auxiliar el torque, averiguar cuánto tiempo de tratamiento demandan ambas técnicas y si se dan más reabsorciones radiculares con una u otra técnica.

**Material y método:** Se recogió una muestra de 120 pacientes, 60 por técnica, de dos clínicas privadas exclusivas en ortodoncia donde se usan por norma una de las dos técnicas a estudiar. La muestra requirió, básicamente, una dentición total hasta los primeros molares y una clase I Angle o II/III no mayor de dos milímetros. A su vez, cada grupo, se dividió en tres subgrupos de 20 individuos en función de si habían recibido extracciones de cuatro primeros premolares, cuatro segundos premolares o ningún tipo de extracciones.

La toma de registro se realizó a partir de las telerradiografías y ortopantomografías de cada individuo al inicio y final del tratamiento. Se definieron tres grupos de variables a partir de los cuales se pudiera realizar el análisis estadístico: variables cefalométricas (medidas a partir de puntos de referencia de planos respecto al eje axial del incisivo superior), variable tiempo de tratamiento (meses de tratamiento) y la variable porcentaje de reabsorción radicular.

El análisis estadístico de estas variables consistió en: T-Student para las variables dependientes, es decir, las variables cefalométricas de inicio y final de tratamiento; ANOVA de un factor para las variables cefalométricas y tiempo de tratamiento entre los distintos grupos; Kruskal-Wallis para la variable porcentaje de reabsorción radicular entre los distintos grupos; Correlación de Pearson para la relación entre los tres tipos de distintas variables.

**Resultados:** El grupo de extracciones de primeros premolares con la técnica de arco recto obtuvo una mejor expresión del torque que con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup>, aunque ninguna de las dos alcanzó un torque ideal. El grupo de extracciones de segundos premolares con la técnica de Tip-Edge<sup>®</sup>, así como el de no extracciones, obtuvieron un torque final correcto, no así con la técnica de arco recto.

La técnica Tip-Edge<sup>®</sup> obtuvo los tiempos de tratamiento más reducidos para todos los grupos de la muestra.

Respecto al porcentaje de reabsorción radicular, no se dieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de Tip-Edge<sup>®</sup> ni con respecto a los de arco recto. Solo se encontró una diferencia significativa entre los grupos de extracciones de primeros premolares con arco recto y el de no extracciones, a favor de éste último que presentó un menor porcentaje de reabsorción.

La correlación entre los tres tipos de variables fue: a más tiempo de tratamiento y movimiento radicular, más riesgo de reabsorción. Sin embargo, no se encontró ningún tipo de significancia estadística.

**Conclusiones:** A partir de los datos aportados en nuestro estudio, hemos comparado por primera vez el diferente mecanismo de torque entre arco recto y Tip-Edge®. Rechazamos parcialmente la hipótesis nula, no existen diferencias entre ambas técnicas, a favor de la técnica Tip-Edge® que presentó más fidelidad al torque prescrito de la ranura en casos de no extracciones y extracciones de segundos premolares en un menor tiempo de tratamiento. Se necesitan más estudios, in vitro e in vivo, para conocer mejor el mecanismo de torque con la técnica de Tip-Edge® en relación con la extensa literatura publicada para la técnica de arco recto.

## ABSTRACT

**Introduction:** Since Angle developed the Edgewise Appliance, the classic torque mechanism has been filling the slot with the archwire, currently preadjusted with the most commonly used technique, the Straight Wire Appliance. After decades of use, there are weakness in terms of torque expression and, among some options to combat it, Kesling developed the Differential Straight Arch Technic with an original bracket known as the Tip-Edge® bracket, the same as also gives name to the technique.

The fundamental difference between the two techniques is that with the Straight Wire, the final steel archwire 0.021 "x 0.025" actively acts and, also, dissipate the torque between the adjacent teeth, whereas with the Tip-Edge® Technique the archwire of 0.0215 x 0.027 "is a passive element. Root torsion in the latter occurs by activating elements such as Side Winder springs or a 0.016" nickel-titanium archwire in the Tip-Edge® Plus bracket. In addition, tolerance with the Tip-Edge® technique should be, a priori, lower and therefore play and loss of effective torque as well.

In the present study, a null hypothesis was posed, there are no differences in the torque expression of upper incisors between the two techniques; and an alternative hypothesis, there are differences in the torque of the incisors manifested between both techniques.

**Objective:** To evaluate which of the two techniques, Straight Wire and Tip-Edge® with Side Winder, is most effective in the expression of torque in the central incisors, especially in cases of extractions. As minor objectives, if there is a need of auxiliary the torque, find out

how much time the treatment requires for both techniques and if there are more root resorptions with one or the other technique.

**Material and method:** A sample of 120 patients, 60 per technique, was collected from two exclusive private orthodontic offices where one of the two techniques is currently used. The sample required, basically, a total dentition up to the first molars and a dental class I Angle or class II / III not more than two millimeters. Each group, in turn, was divided into three subgroups of 20 individuals depending on whether they had received extractions of four first premolars, four second premolars or non-extractions.

The recording was made from the telerradiography and panoramic radiography of each individual at the beginning and end of the treatment. Three groups of variables were defined from which statistical analysis could be performed: cephalometric variables (measured from plane reference points to the axial axis of the upper incisor), treatment time variable (months of treatment), and percentage of root resorption variable.

Statistical analysis of these variables consisted of: Student's T-test for the dependent variables, that is, cephalometric variables at the beginning and end of treatment; ANOVA of one factor for cephalometric variables and treatment time between the different groups; Kruskal-Wallis for the variable percentage of root resorption among the different groups; Pearson correlation for the relationship between the three types of different variables.

**Results:** The group of extractions of first premolars with the Straight Wire obtained a better expression of the torque than with the Tip-Edge<sup>®</sup> technique, although neither of them reached an ideal torque. The group of extractions of second premolars with Tip-Edge<sup>®</sup> technique, as well as that of non-extractions, obtained a correct final torque, but not with the Straight Wire technique.

The Tip-Edge<sup>®</sup> technique achieved the shortest treatment times for all the groups in the sample.

Regarding the percentage of root resorption, no statistically significant differences were found between the Tip-Edge<sup>®</sup> groups and the Straight-Wire groups. Only a significant difference was found between the groups of extractions of first premolars with Straight Wire and that of non-extractions, in favor of the latter with a lower percentage of resorption.

The correlation between the three types of variables was: a longer treatment time and root movement, more risk of reabsorption. However, no statistical significance was found.

**Conclusions:** The data provided in our research has compared for the first time the different torque mechanism between Straight Wire and Tip-Edge<sup>®</sup> techniques. We rejected partially the null hypothesis, there are no differences between the two techniques, in favor of the Tip-Edge<sup>®</sup> technique that presented more fidelity to the prescribed torque of the slot in cases of non-extractions and extractions of second premolars, that also resulted in a shorter treatment time. Further studies, in vitro and in vivo, are needed to better understand the torque mechanism with the Tip-Edge<sup>®</sup> technique in relation to the extensive scientific literature for the Straight Wire Technique.



## 9. Anexos



## 9 ANEXOS

### 9.1 ANEXO I: TABLAS ESTADÍSTICAS

#### 9.1.1 Concordancia intra e interoperador

**Tabla 32.** Concordancia intraoperador.

		95% de intervalo de confianza		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas únicas	<b>0,313</b>	0,083	0,667	3,73	9	45	0,001
Medidas promedio	<b>0,732</b>	0,353	0,923	3,73	9	45	<b>0,001*</b>

**Tabla 33.** Concordancia interoperador.

		95% de intervalo de confianza		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas únicas	<b>0,332</b>	0,098	0,682	3,983	9	45	0,001
Medidas promedio	<b>0,749</b>	0,394	0,928	3,983	9	45	<b>0,001*</b>

## 9.1.2 Estadísticos descriptivos de las distintas variables utilizadas en el estudio

### 9.1.2.1 Inclinación final de los incisivos respecto a sus planos

**Tabla 34.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano maxilar*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
I a PLMXF	EXOS 5 SW	20	108,85	6,459	1,444	105,83	111,87	98	125
	EXOS 4 SW	20	106,8	5,863	1,311	104,06	109,54	96	120
	NO EXOS SW	20	113,25	5,674	1,269	110,59	115,91	102	121
	EXOS 5 TP	20	109,65	7,043	1,575	106,35	112,95	97	121
	EXOS 4 TP	20	107,05	4,582	1,025	104,91	109,19	98	115
	NO EXOS TP	20	112,1	6,146	1,374	109,22	114,98	99	123
	Total	120	109,62	6,355	0,58	108,47	110,77	96	125

**Tabla 35.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano SN*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
IS a SN F	EXOS 5 SW	20	99,45	6,509	1,455	96,4	102,5	89	118
	EXOS 4 SW	20	98,35	6,243	1,396	95,43	101,27	86	112
	NO EXOS SW	20	104,2	7,12	1,592	100,87	107,53	94	118
	EXOS 5 TP	20	100,25	7,663	1,714	96,66	103,84	86	109
	EXOS 4 TP	20	97,15	4,749	1,062	94,93	99,37	89	107
	NO EXOS TP	20	102,25	5,955	1,332	99,46	105,04	88	113
	Total	120	100,27	6,734	0,615	99,06	101,49	86	118

**Tabla 36.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano BaNa*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
IS a BaNa F	EXOS 5 SW	20	81,4	6,901	1,543	78,17	84,63	70	102
	EXOS 4 SW	20	80,15	5,244	1,173	77,7	82,6	71	93
	NO EXOS SW	20	86,25	6,568	1,469	83,18	89,32	77	98
	EXOS 5 TP	20	81,6	7,38	1,65	78,15	85,05	69	93
	EXOS 4 TP	20	78,95	4,548	1,017	76,82	81,08	72	87
	NO EXOS TP	20	83,65	5,715	1,278	80,98	86,32	69	93
	Total	120	82	6,466	0,59	80,83	83,17	69	102

**Tabla 37.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano Frankfurt*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
IS A FRANKFURT F	EXOS 5 SW	20	111,5	6,763	1,512	108,33	114,67	101	129
	EXOS 4 SW	20	110,9	4,038	0,903	109,01	112,79	105	120
	NO EXOS SW	20	115,7	6,416	1,435	112,7	118,7	107	129
	EXOS 5 TP	20	113,1	6,512	1,456	110,05	116,15	102	122
	EXOS 4 TP	20	110,2	3,995	0,893	108,33	112,07	104	117
	NO EXOS TP	20	119,8	19,078	4,266	110,87	128,73	100	197
	Total	120	113,53	9,75	0,89	111,77	115,3	100	197

**Tabla 38.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano NA*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
IS a NA F	EXOS 5 SW	20	19,75	5,711	1,277	17,08	22,42	12	35
	EXOS 4 SW	20	18,45	5,661	1,266	15,8	21,1	12	34
	NO EXOS SW	20	24,1	5,964	1,334	21,31	26,89	15	38
	EXOS 5 TP	20	22,85	6,699	1,498	19,71	25,99	11	33
	EXOS 4 TP	20	19,4	4,43	0,99	17,33	21,47	11	28
	NO EXOS TP	20	23,5	4,947	1,106	21,18	25,82	11	30
	Total	120	21,34	5,926	0,541	20,27	22,41	11	38

**Tabla 39.** Estadísticas descriptivas para la inclinación del incisivo superior final respecto al *plano oclusal*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	DS	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
IS A PO F	EXOS 5 SW	20	60,45	4,395	0,983	58,39	62,51	48	66
	EXOS 4 SW	20	60,05	3,426	0,766	58,45	61,65	53	67
	NO EXOS SW	20	55,9	4,587	1,026	53,75	58,05	45	62
	EXOS 5 TP	20	59,45	5,491	1,228	56,88	62,02	49	68
	EXOS 4 TP	20	58,75	3,998	0,894	56,88	60,62	50	67
	NO EXOS TP	20	58,45	5,031	1,125	56,1	60,8	52	70
	Total	120	58,84	4,685	0,428	57,99	59,69	45	70

### 9.1.2.2 Grados obtenidos de inclinación de los incisivos respecto a sus planos

**Tabla 40.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano maxilar*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P.MX	EXOS 5 SW	20	-2,9	5,119	1,145	-5,3	-0,5	-14	8
	EXOS 4 SW	20	-3	8,329	1,862	-6,9	0,9	-16	14
	NO EXOS SW	20	8,1	7,698	1,721	4,5	11,7	-4	24
	EXOS 5 TP	20	-0,75	6,568	1,469	-3,82	2,32	-12	11
	EXOS 4 TP	20	-5,35	5,04	1,127	-7,71	-2,99	-15	5
	NO EXOS TP	20	1,2	4,969	1,111	-1,13	3,53	-12	14

**Tabla 41.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano SN*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P. SN	EXOS 5 SW	20	-3,8	5,001	1,118	-6,14	-1,46	-14	8
	EXOS 4 SW	20	-3,05	7,681	1,718	-6,64	0,54	-15	10
	NO EXOS SW	20	7,35	7,849	1,755	3,68	11,02	-4	23
	EXOS 5 TP	20	-0,75	6,584	1,472	-3,83	2,33	-12	13
	EXOS 4 TP	20	-6,1	5,893	1,318	-8,86	-3,34	-14	3
	NO EXOS TP	20	0,45	5,969	1,335	-2,34	3,24	-17	13

**Tabla 42.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano BaNa*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P. BANA	EXOS 5 SW	20	-3,85	4,614	1,032	-6,01	-1,69	-13	7
	EXOS 4 SW	20	-2,6	7,577	1,694	-6,15	0,95	-16	12
	NO EXOS SW	20	8,05	7,577	1,694	4,5	11,6	-2	22
	EXOS 5 TP	20	-0,8	6,212	1,389	-3,71	2,11	-10	12
	EXOS 4 TP	20	-6,55	5,717	1,278	-9,23	-3,87	-15	2
	NO EXOS TP	20	0,85	5,706	1,276	-1,82	3,52	-14	13

**Tabla 43.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano Frankfurt*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P. FRANK.	EXOS 5 SW	20	-2,55	-3,65	4,998	-5,13	0,03	-10	12
	EXOS 4 SW	20	-2	-2,8	7,641	-5,72	1,72	-14	14
	NO EXOS SW	20	8,25	7,55	8,835	4,04	12,46	-6	24
	EXOS 5 TP	20	0,45	0,05	6,083	-2,36	3,26	-8	14
	EXOS 4 TP	20	-4,45	-6,25	5,85	-7,07	-1,83	-14	5
	NO EXOS TP	20	1,3	5,4	20,14	-0,87	3,47	-11	11

**Tabla 44.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano NA*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P. NA	EXOS 5 SW	20	3,05	-2,55	5,52	0,97	5,13	-6	12
	EXOS 4 SW	20	3,2	-2	7,954	0,12	6,28	-10	16
	NO EXOS SW	20	-5,95	8,25	8,99	-9,24	-2,66	-18	4
	EXOS 5 TP	20	2,1	0,45	6,013	-0,51	4,71	-10	11
	EXOS 4 TP	20	5,8	-4,45	5,605	3,55	8,05	-2	13
	NO EXOS TP	20	1,2	1,3	4,646	-1,33	3,73	-9	16

**Tabla 45.** Estadísticas descriptivas para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al *plano oclusal*.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Min.	Máx.
						Límite inferior	Límite superior		
DIF. GRADOS I/P.O.	EXOS 5 SW	20	-3,65	3,05	4,454	-5,99	-1,31	-14	8
	EXOS 4 SW	20	-2,8	3,2	6,59	-6,38	0,78	-15	10
	NO EXOS SW	20	7,55	1,2	7,03	3,42	11,68	-5	27
	EXOS 5 TP	20	0,05	2,1	5,581	-2,8	2,9	-9	11
	EXOS 4 TP	20	-6,25	5,8	4,797	-8,99	-3,51	-16	3
	NO EXOS TP	20	5,4	1,2	5,396	-4,03	14,83	-15	87

### 9.1.2.3 Tiempo de tratamiento en los distintos grupos

**Tabla 46.** Estadísticas descriptivas para el *tiempo de tratamiento*.

DESCRIPTIVAS		N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mín.	Máx.
						Límite inferior	Límite superior		
TIEMPO DE TRATAMIENTO	EXOS 5 SW	20	35,25	7,174	1,604	31,89	38,61	25	48
	EXOS 4 SW	20	27,55	8,781	1,963	23,44	31,66	13	51
	NO EXOS SW	20	27,85	8,261	1,847	23,98	31,72	17	43
	EXOS 5 TP	20	19,95	2,259	,505	18,89	21,01	17	26
	EXOS 4 TP	20	22,1	4,599	1,028	19,95	24,25	12	33
	NO EXOS TP	20	16,65	3,297	,737	15,11	18,19	11	24

### 9.1.2.4 Porcentaje de reabsorción radicular en los distintos grupos

**Tabla 47.** Estadísticas descriptivas para los grados de *reabsorción radicular del incisivo superior* en cada grupo.

ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO		N	Media	Mediana	Desv. estándar	Error estándar	95% de intervalo de confianza para la media		Mín.	Máx.
							Límite inferior	Límite superior		
% REABSORCIÓN RADICULAR	EXOS 5 SW	20	0,09	0,075	0,08615	0,01926	0,0497	0,1303	0	0,3
	EXOS 4 SW	20	0,117	0,105	0,06929	0,01549	0,0846	0,1494	0,01	0,23
	NO EXOS SW	20	0,0715	0,05	0,07103	0,01588	0,0383	0,1047	0	0,24
	EXOS 5 TP	20	0,109	0,08	0,09803	0,02192	0,0631	0,1549	0,01	0,46
	EXOS 4 TP	20	0,089	0,065	0,08885	1987	0,0474	0,1306	0,01	0,4
	NO EXOS TP	20	0,066	0,045	0,06278	0,01404	0,0366	0,0954	0	0,25

### 9.1.3 Pruebas de normalidad

Tabla 48. *Variables cefalométricas inicio-final* en los distintos grupos.

<b>Pruebas de normalidad</b>							
	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
<b>DIFERENCIAISPLMAX</b>	EXOS 5 SW	0,141	20	,200*	0,985	20	0,983
	EXOS 4 SW	0,124	20	,200*	0,961	20	0,571
	NO EXOS SW	0,108	20	,200*	0,967	20	0,689
	EXOS 5 TP	0,134	20	,200*	0,966	20	0,674
	EXOS 4 TP	0,12	20	,200*	0,983	20	0,964
	NO EXOS TP	0,187	20	0,066	0,899	20	0,039
<b>DIFERENCIAISaSN</b>	EXOS 5 SW	0,134	20	,200*	0,972	20	0,790
	EXOS 4 SW	0,155	20	,200*	0,937	20	0,214
	NO EXOS SW	0,118	20	,200*	0,954	20	0,435
	EXOS 5 TP	0,089	20	,200*	0,981	20	0,942
	EXOS 4 TP	0,129	20	,200*	0,919	20	0,096
	NO EXOS TP	0,178	20	0,097	0,916	20	0,085
<b>DIFERENCIAISaBaNa</b>	EXOS 5 SW	0,144	20	,200*	0,975	20	0,858
	EXOS 4 SW	0,129	20	,200*	0,956	20	0,464
	NO EXOS SW	0,107	20	,200*	0,932	20	0,167
	EXOS 5 TP	0,097	20	,200*	0,967	20	0,691
	EXOS 4 TP	0,13	20	,200*	0,938	20	0,222
	NO EXOS TP	0,103	20	,200*	0,961	20	0,568
<b>DIFERENCIAISaNA</b>	EXOS 5 SW	0,122	20	,200*	0,935	20	0,189
	EXOS 4 SW	0,161	20	0,189	0,947	20	0,321
	NO EXOS SW	0,155	20	,200*	0,942	20	0,265
	EXOS 5 TP	0,195	20	0,044	0,941	20	0,247
	EXOS 4 TP	0,111	20	,200*	0,959	20	0,528
	NO EXOS TP	0,11	20	,200*	0,957	20	0,492
<b>DIFERENCIAISaPO</b>	EXOS 5 SW	0,131	20	,200*	0,978	20	0,905
	EXOS 4 SW	0,112	20	,200*	0,983	20	0,966
	NO EXOS SW	0,147	20	,200*	0,934	20	0,183
	EXOS 5 TP	0,183	20	0,077	0,934	20	0,181
	EXOS 4 TP	0,146	20	,200*	0,928	20	0,139
	NO EXOS TP	0,119	20	,200*	0,954	20	0,426
<b>DIFERENCIAISaFRANKF</b>	EXOS 5 SW	0,102	20	,200*	0,979	20	0,922
	EXOS 4 SW	0,141	20	,200*	0,942	20	0,267
	NO EXOS SW	0,125	20	,200*	0,96	20	0,551
	EXOS 5 TP	0,147	20	,200*	0,943	20	0,270
	EXOS 4 TP	0,117	20	,200*	0,952	20	0,403
	NO EXOS TP	0,338	20	0	0,518	20	<b>0,000*</b>



**Tabla 49.** Variables *tiempo de tratamiento* en los distintos grupos

<b>Pruebas de normalidad</b>							
	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
<b>TIEMPOTX</b>	EXOS 5 SW	0,118	20	0,200*	0,943	20	0,273
	EXOS 4 SW	0,156	20	0,200*	0,946	20	0,315
	NO EXOS SW	0,147	20	0,200*	0,931	20	0,159
	EXOS 5 TP	0,163	20	0,172	0,922	20	0,106
	EXOS 4 TP	0,114	20	0,200*	0,968	20	0,709
	NO EXOS TP	0,192	20	0,051	0,951	20	0,709

**Tabla 50.** Variables *porcentaje de reabsorción radicular* en los distintos grupos

<b>Pruebas de normalidad</b>							
	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
<b>% REABSORCIÓN RADICULAR</b>	EXOS 5 SW	0,207	20	0,025	0,888	20	<b>0,024*</b>
	EXOS 4 SW	0,14	20	0,200*	0,945	20	0,297
	NO EXOS SW	0,171	20	0,126	0,869	20	<b>0,011*</b>
	EXOS 5 TP	0,201	20	0,033	0,74	20	0,000*
	EXOS 4 TP	0,187	20	0,065	0,749	20	<b>0,000*</b>
	NO EXOS TP	0,251	20	0,002	0,831	20	<b>0,003*</b>

### 9.1.4 Pruebas ANOVA de un factor para la inclinación final del incisivo entre los distintos grupos

**Tabla 51** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano maxilar*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
I a PLMXF	Entre grupos	689,567	5	137,913	3,819	<b>0,003 *</b>
	Dentro de grupos	4116,8	114	36,112		
	Total	4806,367	119			

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 52.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano maxilar.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
	Sig.
I a PLMXF	0,338

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 53.** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano SN*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
IS a SN F	Entre grupos	669,175	5	133,835	3,228	<b>0,009 *</b>
	Dentro de grupos	4726,75	114	41,463		
	Total	5395,925	119			

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 54.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano SN.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
IS a SN F	0,186

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 55.** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano BaNa*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
IS a BaNa F	Entre grupos	584,142	5	116,828	3,705	<b>0,004 *</b>
	Dentro de grupos	3594,85	114	31,534		
	Total	4178,992	119			

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 56.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano BaNa.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
IS a BaNa F	0,263

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 57.** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano Frankfurt*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
IS A PFRANKFURT F	Entre grupos	1326,667	5	265,333	3,029	<b>0,013 *</b>
	Dentro de grupos	9985,2	114	87,589		
	Total	11311,867	119			

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 58.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano Frankfurt.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
IS A PFRANKFURT F	0,175

\* Existe una significancia estadística por ser igual o menor a 0,05

**Tabla 59.** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano NA*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
IS a NA F	Entre grupos	584,142	5	116,828	3,705	<b>0,004 *</b>
	Dentro de grupos	3594,85	114	31,534		
	Total	4178,992	119			

**Tabla 60.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano NA.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
IS a NA F	0,242

**Tabla 61.** Análisis de varianza del incisivo superior final respecto al *plano oclusal*.

ANOVA		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
IS A PO F	Entre grupos	264,642	5	52,928	2,57	<b>0,03 *</b>
	Dentro de grupos	2347,35	114	20,591		
	Total	2611,992	119			

**Tabla 62.** Prueba de homogeneidad de varianza para la inclinación del incisivo superior final respecto al plano oclusal.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
IS a PO F	0,204

### 9.1.5 Pruebas ANOVA de un factor para los grados obtenidos de inclinación del incisivo entre los distintos grupos

**Tabla 63** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *plano maxilar*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. MX.	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 64.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano maxilar.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P. MX.	0,021 *

**Tabla 65.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *plano SN*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. SN	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 66.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano SN.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P. SN	0,105

**Tabla 67.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al plano *BaNa*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. BaNa	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 68.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano BaNa.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P. BaNa.	0,146

**Tabla 69.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *plano Frankfurt*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. FRANK	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 70.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano Frankfurt.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P. FRANK	0,283

**Tabla 71.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *plano NA*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. NA	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 72.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano NA.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P. NA	0,002*

**Tabla 73.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *plano oclusal*.

ANOVA		Sig.
DIF. GRADOS I/P. PO	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 74.** Prueba de homogeneidad de varianza para los grados de inclinación del incisivo superior respecto al plano oclusal.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. GRADOS I/P.O.	0,309

### 9.1.6 Pruebas ANOVA de un factor para el tiempo de tratamiento.

**Tabla 75.** Análisis de varianza de los grados del incisivo superior respecto al *tiempo de tratamiento*.

ANOVA		Sig.
DIF. TIEMPOS DE TRATAMIENTO	Entre grupos	0,00 *

**Tabla 76.** Prueba de homogeneidad de varianza para el tiempo de tratamiento.

Prueba de homogeneidad de varianzas	
DIF. TIEMPOS DE TRATAMIENTO	0,000*

### 9.1.7 Pruebas Kruskal-Wallis para el porcentaje de reabsorción radicular entre grupos.

**Tabla 77.** Grupo extracciones de primer y segundo premolar con arco recto

Rangos			
GRUPO		N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 5 SW	20	18,23
	EXOS 4 SW	20	22,78
	Total	40	

Chi-cuadrado	1,522
gl	1
Sig. asintótica	0,217

**Tabla 78.** Grupo extracciones de primer, segundo premolar y no extracciones con arco recto.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	<b>EXOS 5 SW</b>	20	29,18
	<b>EXOS 4 SW</b>	20	36,53
	<b>NO EXOS SW</b>	20	25,8
	Total	60	

<b>Chi-cuadrado</b>	0,3966
gl	2
Sig. asintótica	0,138

**Tabla 79.** Grupo extracciones de primer, segundo premolar, no extracciones con arco recto y segundos premolares con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	<b>EXOS 5 SW</b>	20	37,6
	<b>EXOS 4 SW</b>	20	48,2
	<b>NO EXOS SW</b>	20	32,73
	<b>EXOS 5 TP</b>	20	43,48
	Total	80	

<b>Chi-cuadrado</b>	5,096
gl	3
Sig. asintótica	0,165



**Tabla 80.** Grupo extracciones de primer, segundo premolar, no extracciones con arco recto, primero y segundos premolares con Tip-Edge®.

RRPorcorto	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
	EXOS 5 SW	20	47,15
	EXOS 4 SW	20	61,23
	NO EXOS SW	20	41,05
	EXOS 5 TP	20	55,33
	EXOS 4 TP	20	47,75
	Total	100	

Chi-cuadrado	5,878
gl	4
Sig. asintótica	0,208

**Tabla 81.** Grupo extracciones de primer, segundo premolar, no extracciones con arco recto, primeros, segundos premolares y no extracciones con Tip-Edge®.

RRPorcorto	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
	EXOS 5 SW	20	58,03
	EXOS 4 SW	20	75,95
	NO EXOS SW	20	50,95
	EXOS 5 TP	20	68,8
	EXOS 4 TP	20	59,4
	NO EXOS TP	20	49,88
	Total	120	

Chi-cuadrado	8,612
gl	5
Sig. asintótica	0,126

**Tabla 82.** Grupo extracciones de segundo premolar y no extracciones con arco recto.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 4 SW	20	24,25
	NO EXOS SW	20	16,75
	Total	40	

<b>Chi-cuadrado</b>	4,138
gl	1
Sig. asintótica	0,042 *

**Tabla 83.** Grupo extracciones de segundo premolar, no extracciones con arco recto y segundos premolares con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 4 SW		35,93
	NO EXOS SW		23,68
	EXOS 5 TP		31,90
	Total		

<b>Chi-cuadrado</b>	6,113
gl	2
Sig. asintótica	,106

**Tabla 84.** Grupo extracciones de primer, no extracciones con arco recto, primeros, segundos premolares con Tip-Edge®.

<b>Rangos</b>			
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 4 SW	20	37,6
	NO EXOS SW	20	48,2
	EXOS 5 TP	20	32,73
	EXOS 4 TP	20	43,48
	Total	80	

<b>Chi-cuadrado</b>	5,096
gl	3
Sig. asintótica	0,165

**Tabla 85.** Grupo extracciones de primer, no extracciones con arco recto, primeros, segundos premolares y no extracciones con Tip-Edge®.

<b>Rangos</b>			
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 4 SW	20	63,68
	NO EXOS SW	20	41,90
	EXOS 5 TP	20	57,23
	EXOS 4 TP	20	48,95
	NO EXOS TP	20	40,75
	Total	100	

<b>Chi-cuadrado</b>	9,308
gl	4
Sig. asintótica	,054

**Tabla 86.** Grupo no extracciones con arco recto y segundos premolares con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	NO EXOS SW	20	17,43
	EXOS 5 TP	20	23,58
	Total	40	

Chi-cuadrado	2,780
gl	1
Sig. asintótica	0,095

**Tabla 87.** Grupo no extracciones con arco recto, segundos y primeros premolares con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	NO EXOS SW	20	25,75
	EXOS 5 TP	20	35,43
	EXOS 4 TP	20	30,33
	Total	60	

Chi-cuadrado	3,085
gl	2
Sig. asintótica	0,214

**Tabla 88.** Grupo no extracciones con arco recto, segundos y primeros premolares y no extracciones con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	NO EXOS SW	20	35,65
	EXOS 5 TP	20	48,90
	EXOS 4 TP	20	41,98
	NO EXOS TP	20	35,48
	Total	80	

<b>Chi-cuadrado</b>	4,521
gl	3
Sig. asintótica	0,210

**Tabla 89.** Grupo segundos y primeros premolares con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
RRPorcorto	EXOS 5 TP	20	22,35
	EXOS 4 TP	20	18,65
	Total	40	

<b>Chi-cuadrado</b>	1,006
gl	1
Sig. asintótica	,316

**Tabla 90.** Grupo segundos, primeros premolares y no extracciones con Tip-Edge®

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
	EXOS 5 TP	20	35,83
	EXOS 4 TP	20	30,30
	NO EXOS TP	20	25,38
RRPorcorto	Total	60	

Chi-cuadrado	3,602
gl	2
Sig. asintótica	,165

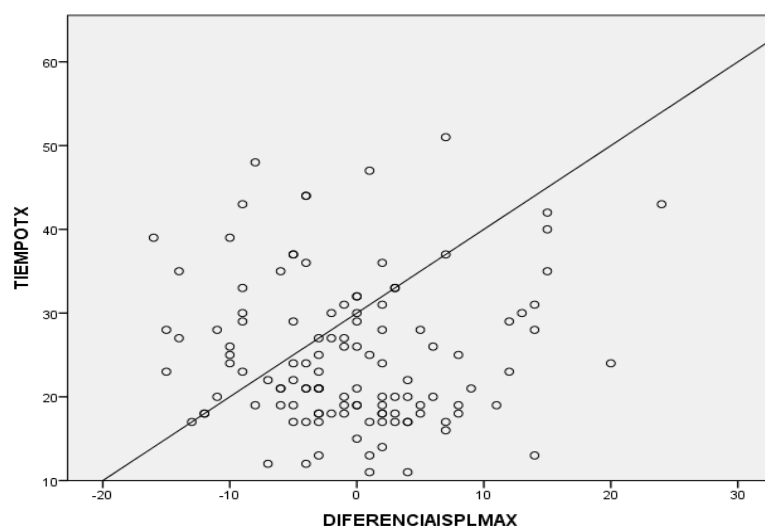
**Tabla 91.** Grupo primeros premolares y no extracciones con Tip-Edge®.

	<b>Rangos</b>		
	GRUPO	N	Rango promedio
	EXOS 4 TP		22,15
	NO EXOS TP		18,85
	Total		
RRPorcorto			

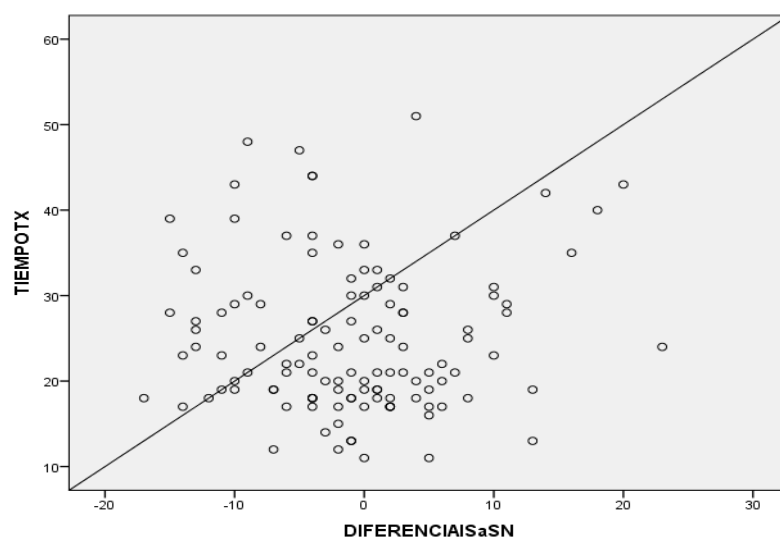
Chi-cuadrado	,802
gl	1
Sig. asintótica	,370

### 9.1.8 Gráficas de correlación de Pearson entre los tres grupos de variables utilizadas.

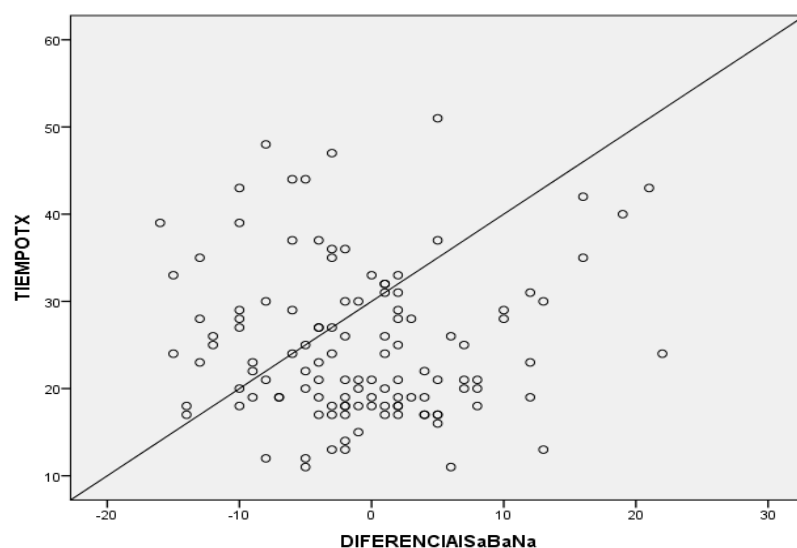
**Gráfico 17.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación *plano maxilar*.



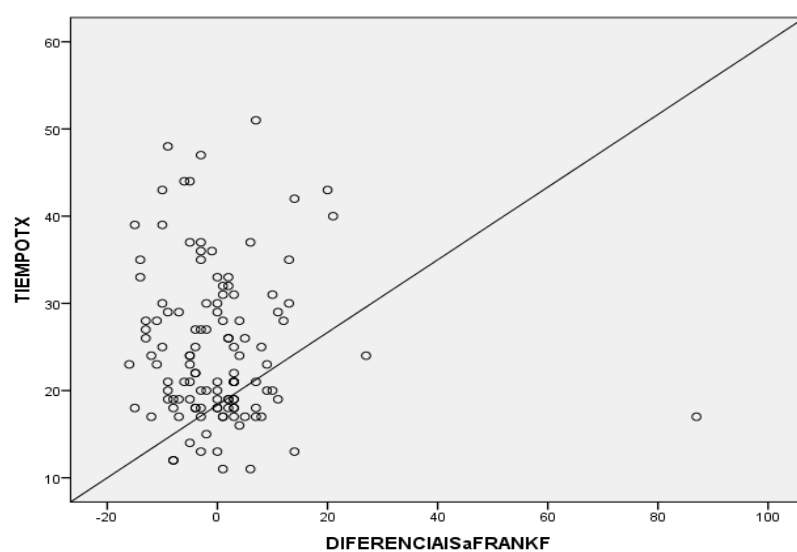
**Gráfico 18.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación *plano SN*.



**Gráfico 19.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación plano *BaNa*.

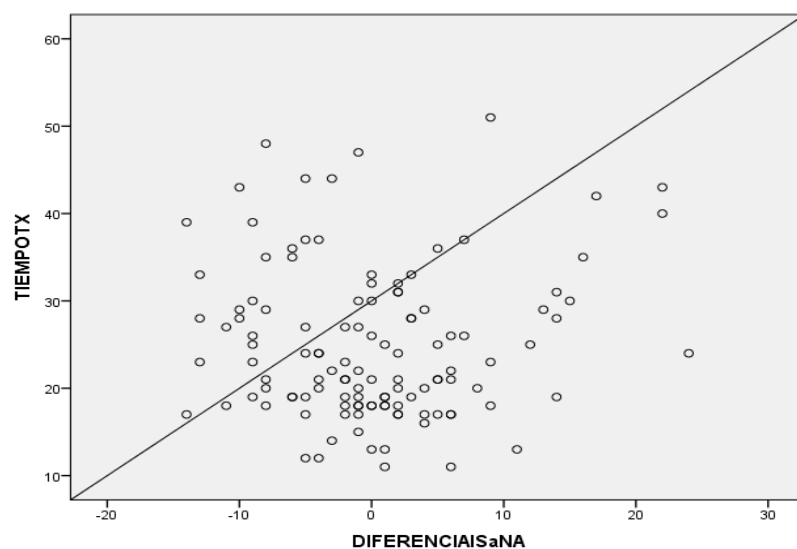


**Gráfico 20.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación plano *Frankfurt*.

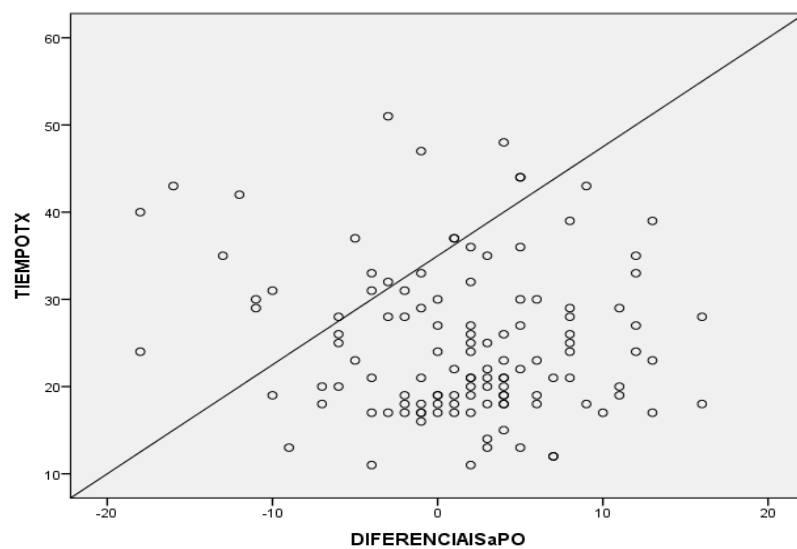




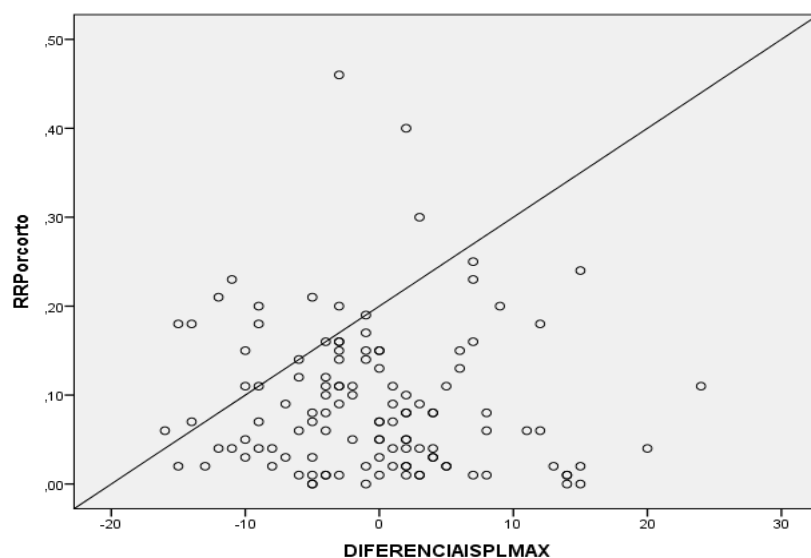
**Gráfico 21.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación *plano NA*.



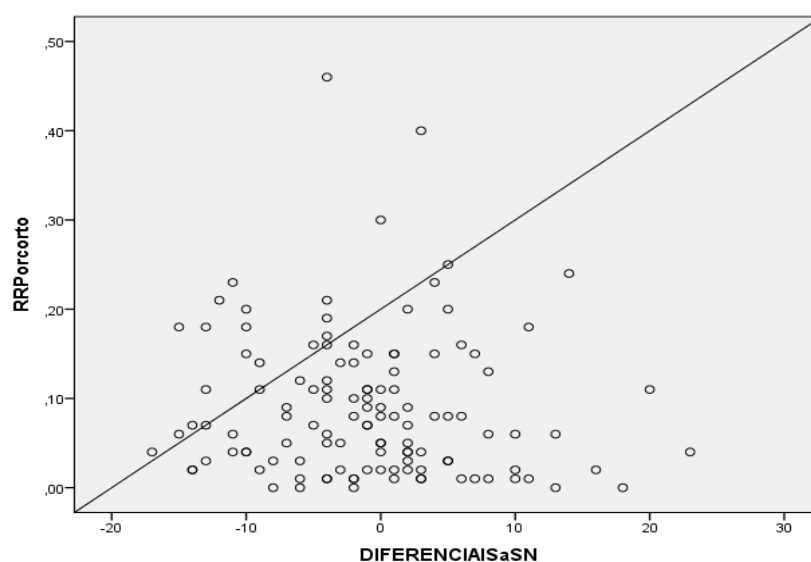
**Gráfico 22.** Correlación de Pearson entre *tiempo tratamiento* y grados inclinación *plano oclusal superior*.



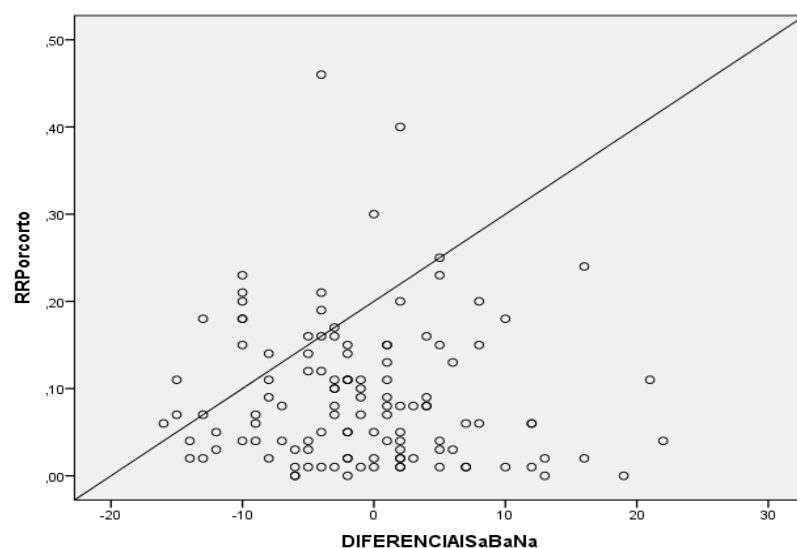
**Gráfico 23.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano maxilar*.



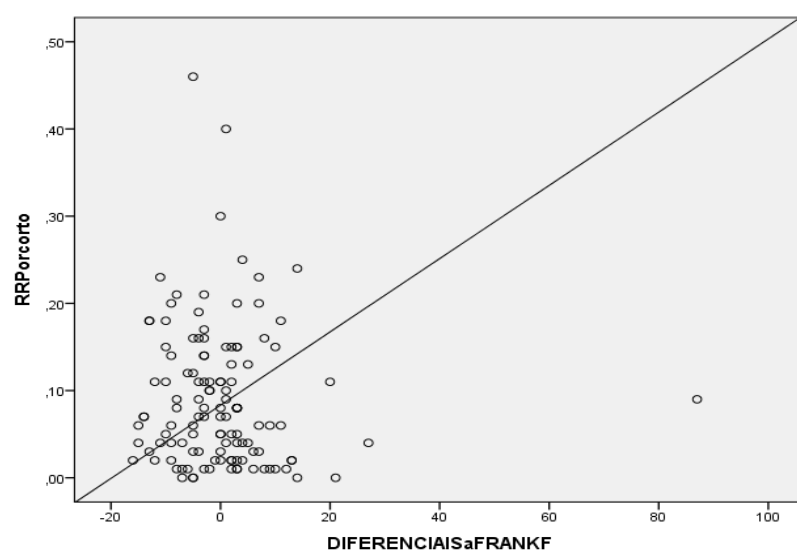
**Gráfico 24.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano SN*.



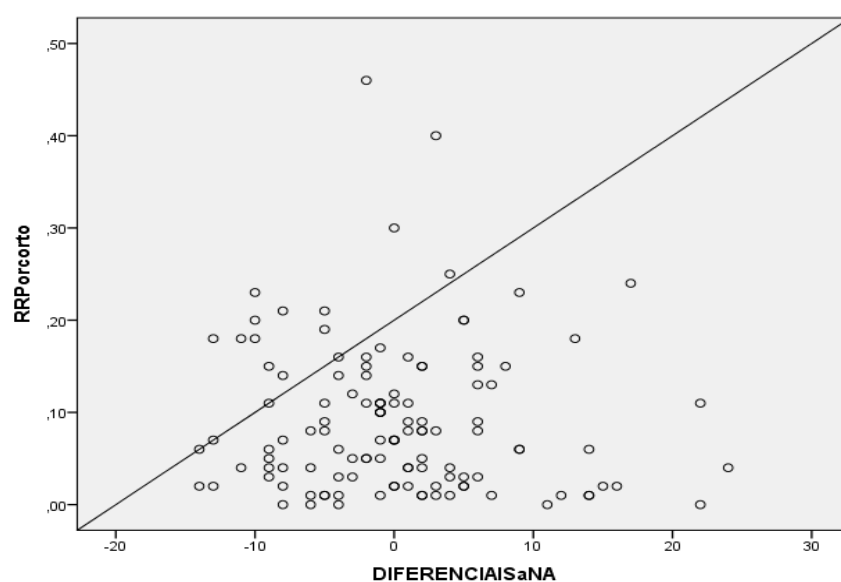
**Gráfico 25.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano BaNa*.



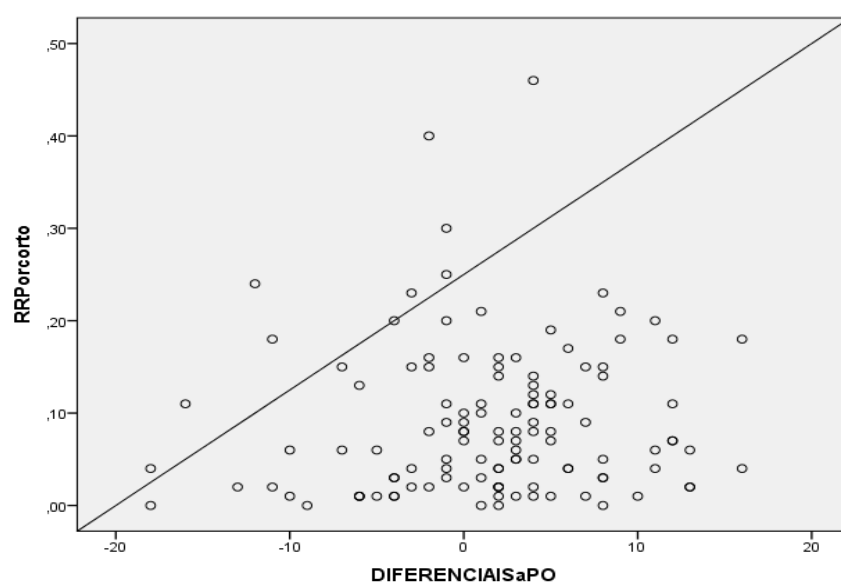
**Gráfico 26.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano Frankfurt*.



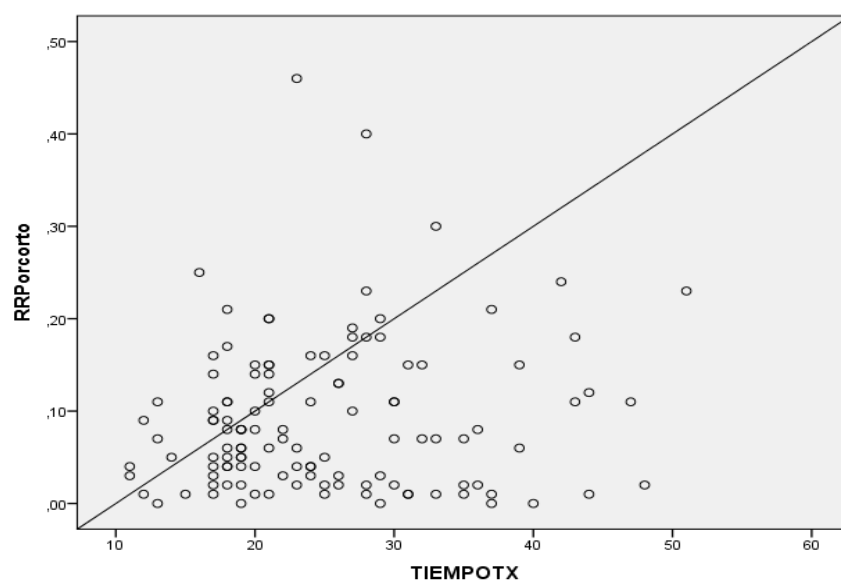
**Gráfico 27.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano NA*.



**Gráfico 28.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y grados inclinación *plano oclusal superior*.



**Gráfico 29.** Correlación de Pearson entre *reabsorción radicular* y *tiempo de tratamiento*.



## 9.2 ANEXO II: TRABAJOS DEL AUTOR EN RELACIÓN CON EL PRESENTE ESTUDIO

ARTÍCULO DE REVISIÓN

### La técnica de arco recto diferencial (Tip-Edge)

Vela-Hernandez, A<sup>1</sup>  
 Calama González, R<sup>2</sup>  
 González-Costa, V<sup>3</sup>  
 González Merchán, J<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Profesor del Máster de Ortodoncia de la Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Profesora del Máster en Ortodoncia de la Universidad Alfonso X el Sabio.

<sup>3</sup> Profesor del Máster en Ortodoncia de la Universidad Alfonso X el Sabio. Profesor de Ortodoncia en la Universidad San Pablo CEU.

<sup>4</sup> Profesor del Máster de Ortodoncia de la Universidad de Sevilla.

Correspondencia:  
 Vicente González-Costa  
 C/José Aurelo, 5 – 2ºC  
 28670 Villaviciosa de Odón (Madrid)  
 vgonzalezcosta@gmail.com

#### RESUMEN

El objetivo de este trabajo es describir los conceptos básicos de la técnica de arco recto diferencial (DSAT, Differential Straight Arch Technique), más conocida como Tip-Edge. Se trata de una técnica que adaptó los principios del arco recto a los conceptos del movimiento dental de la filosofía de Begg mediante la utilización de una ranura que, siendo de arco de canto, permitía movimientos de inclinación y enderezamiento. Esta ranura, denominada por ello Tip-Edge, dio en un principio nombre al bracket y por extensión a la técnica descrita inicialmente por Peter Kesling. Con el tiempo han aparecido nuevos brackets con la misma ranura, así como diferentes versiones de la técnica. En este artículo describiremos básicamente la técnica original descrita por P. Kesling y modificada posteriormente por Richard Parkhouse con el bracket Tip-Edge Plus, su diseño más moderno.

**PALABRAS CLAVE:** Kesling. Begg. Ortodoncia. Ortodoncia correctiva. Tratamiento ortodóncico. Aparatos de ortodoncia. Arco recto diferencial. Brackets. Ranura 0.022". Procedimientos de anclaje ortodóncico. Tip-Edge.

#### ABSTRACT

The aim of this article is to describe the basics of the Differential Straight-Arch Technique (DSAT, better known as Tip-Edge. This technique adapted the principles of Straight Wire to Begg's concepts and tooth movement's philosophy, by means of using an edgewise slot that allowed tilt and straightening movements. This slot, called for it Tip-Edge slot, gave the name to the bracket and by extension to the technique initially described by Peter Kesling. After that, new brackets with the same slot have arisen, as well as different versions of the technique. This article basically describes the original technique developed by P. Kesling and how has been later modified by Richard Parkhouse with the most modern design of Tip-Edge bracket, called Tip-Edge Plus bracket.

**KEY WORDS:** Kesling. Begg. Orthodontics. Corrective orthodontics. Orthodontic treatment. Orthodontic devices. Differential straight-wire appliance. Brackets. 0.022" slot. Orthodontic anchorage procedures. Tip-Edge.

## ARTÍCULO ORIGINAL

## El Sistema VELA: una evolución lógica de la Técnica de Arco Recto Diferencial (Tip-Edge).

Vela-Hernández A<sup>1</sup>  
Lasagabaster-Latorre F<sup>2</sup>  
López-García R<sup>3</sup>  
González-Merchán J<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Profesor del Máster de Ortodoncia de la Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Especialista en Ortodoncia por la Universidad de Oviedo.

<sup>3</sup> Postgrado en Ortodoncia por la Institución Universitaria Mississippi.

<sup>4</sup> Profesor Asociado de Ortodoncia de la Universidad de Sevilla.

Correspondencia:  
Arturo Vela Hernández  
C/Independencia, 14  
01005 Vitoria  
vela@ortodoncias.com

### RESUMEN

En este trabajo describimos la técnica que hemos desarrollado tras años de experiencia con el bracket Plus de ranura Tip-Edge, y que denominamos Sistema Vela. El artículo es complementario de otro anteriormente publicado en esta Revista, donde se exponía la técnica clásica (Técnica de Arco Recto Diferencial de Kesling, o DSAT por sus siglas en inglés). Sendos artículos tienen por objeto ser una referencia concisa de ambas técnicas, aclarando así la confusión causada por llamar de modo genérico "Tip-Edge" a cualquier técnica que utiliza ese tipo de brackets. Aunque comparte algunos principios con la técnica original de Kesling, la importante modificación de los materiales, protocolos y secuencias, junto con la introducción de nuevos conceptos biomecánicos, estéticos y oclusales, hacen de éste un nuevo Sistema de tratamiento ortodóncico bien diferenciado, utilizado ya por muchos profesionales y estudiado como tal en varias Universidades, dentro y fuera de España. Un Sistema con sólidas bases biomecánicas que le confieren sencillez, versatilidad y eficiencia.

**PALABRAS CLAVE:** Kesling. Begg. Ortodoncia correctiva. Tratamiento ortodóncico. Arco Recto Diferencial. Brackets. Ranura 0.022". Procedimientos de anclaje ortodóncico. Tip-Edge. Tip-Edge Plus. Sistema Vela.

### ABSTRACT

In this paper we describe the technique that we have developed after years of expertise with the Tip Edge Plus bracket. We call it "Vela System". The article is complementary to other one previously published in this journal, where classical technique (Differential Straight Arch Technique or DSAT, by Kesling) was exposed. The aim of both articles is to become a concise reference of both techniques and clarify the confusion caused by calling "Tip-Edge" to any technique that employs that kind of brackets. Although it shares some principles with the original Kesling's technique, the important modification of materials, protocols and sequences, along with the introduction of new biomechanical, aesthetic and occlusal concepts, makes "Vela System", a well differentiated new system of orthodontic treatment, which is already used by many professionals and studied as such in several universities inside and outside Spain. A system with solid biomechanical bases that confer it simplicity, versatility and efficiency.

**KEY WORDS:** Kesling. Begg. Corrective orthodontics. Orthodontic treatment. Differential Straight Arch Technique. 0.022" slot. Orthodontic anchorage procedures. Tip-Edge. Tip-Edge Plus. Vela System.